



Luís  
Pereira

Geração de energia eléctrica para dispositivos  
médicos implantáveis



**Luís  
Pereira**

## **Geração de energia eléctrica para dispositivos médicos implantáveis**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira, Professor auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

**o júri / the jury**

presidente / president

**Doutor Robertt Ângelo Fontes Valente**

Professor auxiliar da Universidade de Aveiro

vogais / examiners committee

**Doutor Raul Manuel Pereira Morais dos Santos**

Professor auxiliar com agregação da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

**Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira**

Professor auxiliar da Universidade de Aveiro (orientador)

**agradecimentos /  
acknowledgements**

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao Doutor Jorge Augusto Fernandes Ferreira pela sua orientação e motivação durante todo o trabalho.

Ao Prof. Doutor António Ramos e ao Eng. António Festas pela ajuda no processo de concepção e fabrico dos vários componentes.

Queria também agradecer aos meus colegas de mestrado, Luís Rodrigues, Jorge Almeida, Bruno Andrade, João Raposo e José Carlos pelo companheirismo e pelos momentos de descontração durante o meu percurso académico.

Aos meus Pais e à minha irmã pelo constante apoio durante o meu percurso académico, bem como pelo auxílio fora da vida académica. Ao Sr. Carlos Martins e família pelo apoio e disponibilidade prestados.



## Palavras-chave

Dispositivos médicos implantáveis, fontes de energia, sistemas auto-alimentados, prótese femoral.

## Resumo

A constante evolução tecnológica conduziu, nos últimos anos, a uma redução quer nas dimensões, quer nos padrões de consumo dos diversos sistemas instrumentados. Como consequência surgiu, gradualmente, a necessidade de substituir os tradicionais métodos de "alimentação" de dispositivos médicos instrumentados, cujas fontes de energia se baseavam na utilização de baterias. Não obstante, também novos dispositivos médicos têm surgido, como resposta aos novos horizontes que estas tecnologias proporcionam.

Este trabalho apresenta três propostas de sistemas de geração de energia eléctrica, aplicados num modelo conceptual da prótese da anca desenvolvida para o efeito. Todos eles foram criados com o objectivo de gerar energia de forma independente de mecanismos exteriores ao corpo humano e, com base em movimentos efectuados quotidianamente. Foram utilizados dois tipos de geradores baseados no processo de indução magnética e um sistema com recurso a materiais piezoeléctricos. O primeiro consistiu no aproveitamento da vibração/impacto introduzido durante os movimentos. O segundo sistema indutivo baseou-se no movimento relativo da esfera da prótese, face a um componente acetabular magnetizado. Por fim, um terceiro sistema baseou-se na carga mecânica aplicada à prótese durante o movimento.

Os resultados revelaram que todos os sistemas desenvolvidos podem, de facto, ser utilizados como geradores para este tipo de aplicação. Porém existe a necessidade de optimização dos mesmos, assim como dos métodos de ensaio disponíveis.

**Keywords**

Implantable medical device, power source, self-powered systems, smart prosthesis.

**Abstract**

The constant evolution of technology has led, in the last years, to a reduction of size and energy needs of several instrumented systems. As a consequence, gradually, the need of replace traditional power supplies, in medical instrumented devices, whose energy sources were based on the use of batteries. Nevertheless, new devices have also emerged, as a response to the new horizons that these technologies provide.

This work presents three new systems for electric energy generation, being all applied in the same conceptual model of a hip prosthesis, designed for that purpose. All the systems were developed in order to generate power independently from mechanisms outside human body and, based on movements done everyday. Two types of generators based on magnetic induction and a system using piezoelectric materials were built. The first one use the mechanical energy that is generated during patient movements and produce oscilations of a magnet that is located inside the prosthesis. The second inductive system was based on the relative motion between the sphere of the prosthesis, and a magnetized acetabular component. Finally the third system, use the force applied to the prosthesis, during movement, to deform a piezoelectric device.

The results reveal that all systems developed can, indeed, be used as generators for this kind of application, however there is the need to optimize them, as well as the test methods.

# Conteúdo

<b>Conteúdo</b>	<b>i</b>
<b>Lista de Figuras</b>	<b>iii</b>
<b>Lista de Tabelas</b>	<b>v</b>
<b>1 Introdução</b>	<b>1</b>
1.1 Enquadramento e objectivos do trabalho . . . . .	1
1.2 Revisão da literatura . . . . .	2
1.2.1 Baterias de Lítio . . . . .	3
1.2.2 <i>Bio-fuel Cells</i> . . . . .	4
1.2.3 Baterias Nucleares . . . . .	5
1.2.4 Sistemas por Radiofrequência . . . . .	6
1.2.5 Sistemas Ópticos . . . . .	8
1.2.6 Sistemas Termoeléctricos . . . . .	9
1.2.7 Mecanismos de Indução Magnética . . . . .	11
1.2.8 Sistemas Piezoeléctricos . . . . .	16
1.2.9 Sistemas baseados em Ultra-Sons . . . . .	22
1.3 Análise comparativa entre as diferentes soluções . . . . .	24
<b>2 Projecto estrutural e aspectos construtivos</b>	<b>27</b>
2.1 Sistemas de geração propostos - aspectos gerais . . . . .	27
2.2 Aspectos dimensionais e de forma . . . . .	29
2.3 Protótipos obtidos . . . . .	36
2.3.1 Componentes estruturais . . . . .	36
2.3.2 Componentes "activos" . . . . .	37
<b>3 Descrição analítica do sistema massa-mola-amortecedor</b>	<b>41</b>
3.1 Resultados Teóricos . . . . .	46

<b>4</b>	<b>Testes e Ensaios</b>	<b>49</b>
4.1	Plataformas de teste . . . . .	49
4.1.1	Hardware . . . . .	49
4.1.2	Software . . . . .	51
4.2	Resultados Experimentais e Discussão . . . . .	54
4.2.1	Mecanismo massa-mola-amortecedor (M.M.A.) . . . . .	54
4.2.2	Sistema de geração com base em componentes com propriedades piezoelétricas (PZT) . . . . .	63
4.2.3	Sistema de geração com base no movimento rotação da perna. . . . .	70
4.3	Comparação entre a análise teórica e os resultados experimentais do modelo massa-mola-amortecedor . . . . .	72
<b>5</b>	<b>Conclusões</b>	<b>75</b>
5.1	Conclusões Gerais . . . . .	75
5.2	Trabalhos Futuros . . . . .	76
	<b>Bibliografia</b>	<b>79</b>

# Lista de Figuras

1.1	Representação esquemática de um mecanismo RF. . . . .	7
1.2	Situações possíveis de acoplamento indutor/induzido . . . . .	7
1.3	Protótipo desenvolvido por Donelan <i>et al.</i> . . . . .	8
1.4	Sistema óptico de transmissão de energia. . . . .	9
1.5	Forma(a) e dimensões(b) tidas em conta no desenvolvimento do dispositivo. . . . .	10
1.6	Protótipo desenvolvido por Suzuki <i>et al.</i> . . . . .	11
1.7	Vista esquemática do modelo aperfeiçoado por Suzuki <i>et al.</i> . . . . .	12
1.8	Esquema representativo de um sistema massa-mola-amortecedor. . . . .	13
1.9	Vista em corte do sistema de indução proposto por Williams <i>et al.</i> . . . . .	14
1.10	Modelo analisado por Pérez-Rodríguez <i>et al.</i> . . . . .	15
1.11	Modelo analisado por Beeby <i>et al.</i> . . . . .	15
1.12	Modelo desenvolvido por El-Hamiet <i>al.</i> . . . . .	16
1.13	Protótipo de prótese do joelho , com sistema de geração de energia. . . . .	18
1.14	Protótipos apresentados pelo MIT. Em (a) versão inicial, em (b), versão aperfeiçoada. . . . .	20
1.15	Protótipo desenvolvido por Renault <i>et al.</i> . . . . .	21
1.16	Protótipo desenvolvido por Roundy e Wright. . . . .	21
1.17	Gerador piezoelétrico accionado por elementos radioactivos. . . . .	22
1.18	Experiência realizada por Philips com ultra-sons. . . . .	23
1.19	Esquema do nanogerador desenvolvido por Wang. . . . .	23
2.1	Esquema do mecanismo massa-mola-amortecedor, baseado no processo de indução. . . . .	28
2.2	Esquema do mecanismo de indução baseado no movimento de rotação do fémur. . . . .	28
2.3	Mecanismo de geração com recurso a elementos piezoelétricos . . . . .	29
2.4	Descrição das dimensões conhecidas para o modelo <i>Metabloc<sup>TM</sup> Stem</i> . . . . .	30
2.5	Dimensões da esfera e "pescoço" da prótese. . . . .	32
2.6	Componentes femurais da prótese modelados. . . . .	33
2.7	Distribuição de tensões no fémur e prótese. . . . .	35
2.8	Componentes esfera e "pescoço" da prótese. . . . .	36
2.9	Etapas fabrico do "corpo" da prótese. . . . .	37
2.10	Sistema de geração massa-mola-amortecedor. . . . .	38

2.11 Sistema de geração baseado no movimento relativo da prótese face ao componente acetabular. . . . .	38
2.12 Sistema de geração baseado na compressão de componentes com propriedades piezoelectricas. . . . .	39
2.13 Protótipo completo da prótese da anca com os vários sistemas de geração de energia eléctrica. . . . .	40
3.1 Esquema do genérico de um sistema massa-mola-amortecedor. . . . .	42
3.2 Diagrama de blocos do sistema. . . . .	43
4.1 Mecanismo de ensaio do sistema massa-mola-amortecedor. . . . .	50
4.2 Máquina de ensaio dos sistemas PZT e movimento relativo. . . . .	51
4.3 Modelo Simulink de cálculo da energia produzida pelos diversos sistemas propostos. . . . .	52
4.4 Interface de controlo e monitorização dos ensaios realizados. . . . .	53
4.5 Resultados para o sistema M.M.A. para uma entrada com: freq=2 Hz; amp=10 mm. . . . .	55
4.6 Resultados para o sistema M.M.A. para uma entrada com: freq=2 Hz; amp=15 mm. . . . .	56
4.7 Resultados para o sistema M.M.A. para uma entrada com: freq=2 Hz; amp=20 mm. . . . .	57
4.8 Resultados para o sistema M.M.A. para uma entrada com: freq=3 Hz; amp=10 mm. . . . .	58
4.9 Resultados para o sistema M.M.A. para uma entrada com: freq=3 Hz; amp=15 mm. . . . .	59
4.10 Resultados para o sistema M.M.A. para uma entrada com: freq=3 Hz; amp=20 mm. . . . .	60
4.11 Resultados obtidos para o sistema PZT para uma entrada com amplitude 50 N e frequência 1Hz. . . . .	65
4.12 Resultados obtidos para o sistema PZT para uma entrada com amplitude 80 N e frequência 1Hz. . . . .	66
4.13 Resultados obtidos para o sistema PZT para uma entrada com amplitude 100 N e frequência 1Hz. . . . .	67
4.14 Resultados obtidos para o sistema PZT para uma entrada com amplitude 150 N e frequência 1Hz. . . . .	68
4.15 Posicionamento do íman face à esfera da prótese. . . . .	71
4.16 Gráfico da tensão obtida no sistema de geração baseado no movimento relativo . . . . .	71

# Lista de Tabelas

1.1	Requisitos energéticos de diferentes IMDs. . . . .	2
2.1	Dimensões do modelo <i>Metabloc<sup>TM</sup> Stem</i> , da Zimmer. . . . .	30
2.2	Dimensões tipicamente utilizadas na esfera e "pescoço" de uma prótese da anca. . .	31
3.1	Potência teórica gerada para diferentes combinações de frequência vs amplitude. . .	48
4.1	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	55
4.2	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	56
4.3	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	57
4.4	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	58
4.5	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	59
4.6	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	60
4.7	Padrões de consumo de alguns IMDs. . . . .	62
4.8	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	65
4.9	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	66
4.10	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia medidos no intervalo considerado (6s). . . . .	67
4.11	Valores máximos de tensão, pot. instantânea e medidos energia no intervalo considerado (6s). . . . .	68
4.12	Resultados teóricos vs resultados experimentais, para o sistema massa-mola-amortecedor. .	72





# Capítulo 1

## Introdução

### 1.1 Enquadramento e objectivos do trabalho

Entre as muitas doenças que podem debilitar gravemente a saúde humana, existem algumas cuja solução está dependente da aplicação de mecanismos de uso temporário ou mesmo permanente. Muitos destes mecanismos funcionam no interior do corpo para ajudar ou substituir a função de determinados órgãos sendo designados por Dispositivos Médicos Implantáveis (IMDs)<sup>1</sup>. Este conceito é bastante amplo e engloba diversos dispositivos que podem ser aplicados por todo o corpo humano para o tratamento de diferentes problemas. A sua classificação pode ser feita consoante a sua necessidade ou não de energia. Assim, aqueles que não necessitam de energia são classificados de dispositivos passivos enquanto que aqueles que requerem energia são designados dispositivos activos. Articulações artificiais, enxertos vasculares, aparelhos ortopédicos são exemplos de dispositivos passivos. *Pacemakers, cochlear implants, drug pumps*, são exemplos de dispositivos activos.

Os IMDs têm-se tornado cada vez mais populares, com um grande número de pessoas a receberem estes dispositivos. Nos Estados Unidos mais de 250000 operações de substituição da articulação do joelho (TKR)<sup>2</sup>[1] e 180000 operações de substituição da articulação da anca [2] são efectuadas todos os anos. Aproximadamente 71% das operações feitas ao joelho e 58% das operações à anca são efectuadas em pessoas com mais de 65 anos [3]. Este grupo etário, apesar do seu elevado número, deverá aumentar ainda mais, prevendo-se alcançar os 100 milhões de indivíduos nos próximos 75 anos [4][5]. Como consequência, espera-se um crescimento conjunto deste tipo de operações.

Os Implantes TKR apresentam uma vida útil de 20 anos, no entanto, muitas falhas precoces têm sido reportadas. Entre as principais causas apontadas encontra-se o desgaste excessivo do polietileno muito utilizado para fornecer uma superfície de rolamento de baixo atrito [6]. A lib-

---

<sup>1</sup>Do Inglês *Implantable Medical Device*.

<sup>2</sup>Do Inglês *Total Knee Replacement*, substituição total da articulação joelho.

ertação de partículas resulta por vezes no inchaço das articulações (Sinovite), degradação óssea (Osteólise), instabilidade, desalinhamento da articulação e mesmo dano para os componentes implantados [7]. Para as operações associadas à anca, os problemas mais comuns são a fractura do manto de cimento, o descolamento da interface osso-cimento e fracturas do osso circundante ao implante. Os meios actuais de detecção passam pela sensação de dor e mobilidade por parte do paciente, pela experiência médica e através de radiografias. Como consequência existe uma grande dificuldade de detecção atempada destes problemas. Quando detectados precocemente, podem-se evitar danos maiores, diminuição do trauma para o paciente e mesmo redução de custos. Implantes convencionais interagem de forma minimalista com o organismo, não permitindo o acesso a informação relativa à identificação precoce de problemas pós-operatórios.

Este trabalho procura estudar mecanismos de alimentação eléctrica para aplicação em implantes da anca, num projecto que visa também a aquisição, transmissão, micro-actuação e auto-diagnóstico dos problemas associados à artroplastia da anca. Insere-se actualmente no projecto *Sistemas de Alimentação Fisiológica para Avaliação in vivo do Comportamento de Implantes Ósseos (PTDC/EME-PME/105465/2008)*. Nesta área e apesar dos constantes progressos muito trabalho ainda precisa ser feito para que requisitos como baixo custo, pequenas dimensões, peso reduzido, longo período de funcionamento, garantia de estanquicidade, biocompatibilidade, consigam ser conjugados em cada dispositivo implantado. Dentro deste grupo destaca-se a longevidade destes dispositivos, a qual está geralmente relacionada com a duração de baterias. Relativamente aos consumos, estes são diferentes de dispositivo para dispositivo e vulgarmente oscilam entre  $\mu\text{W}$ -mW (tabela 1.1). Para a aplicação em causa espera-se a obtenção de energia em quantidade suficiente para a sua operação (numa fase inicial) de forma intermitente, ou seja prevêem-se períodos de carregamento aquisição e transmissão de informação.

Tabela 1.1: Requisitos energéticos de diferentes IMDs [8].

Dispositivo implantado	Requisito energético
<i>Pacemaker</i>	30 - 100 $\mu\text{W}$
<i>Cardiac defibrillator</i>	30 - 100 $\mu\text{W}$
<i>Neurological stimulator</i>	30 $\mu\text{W}$ até alguns mW
<i>Drug pump</i>	100 $\mu\text{W}$ até 2 mW
<i>Cochlear implants</i>	10 mW

## 1.2 Revisão da literatura

Estudar e encontrar diversas alternativas para a geração de energia eléctrica a partir do corpo humano, passíveis de serem adquiridas através de mecanismos que envolvam a conversão de energia mecânica em energia eléctrica, constitui um desafio quer pela crescente necessidade destes, quer

pelos recentes desenvolvimentos nesta área. Não menos importantes, são os dispositivos à base de baterias, cuja diversidade é bastante grande e cujas limitações são um bom ponto de partida para o desenvolvimento de dispositivos alternativos ou que permitam recarregamento destas mesmas baterias. O texto que se segue pretende rever de uma forma sintética os principais sistemas já existentes e utilizados nesta área, assim como aqueles cujas características se apresentem como soluções atractivas para este tipo de aplicação.

### 1.2.1 Baterias de Lítio

A primeira bateria de células de lítio utilizada na alimentação de um *pacemaker*, foi desenvolvida em 1971 por Greatbatch *et al.* [9]. Estas rapidamente substituíram as tradicionais baterias de Zinco/Mercúrio que haviam surgido por volta dos anos 60, tornando-se dominantes no que respeitava aos implantes de *pacemakers*. Por volta dos anos 80 quase todos os implantes deste tipo faziam uso desta fonte de energia, o que se verifica na actualidade [10]. Com o surgir das baterias de lítio, a longevidade de um *pacemaker* foi estendida para valores que podem chegar aos 10 anos tendo mais de 5 milhões de pessoas beneficiado deste avanço [11]. Actualmente, estas foram largamente adoptadas para outros IMDs. Em termos da composição, podemos ter baterias de  $\text{LiI}_2$ ,  $\text{LiMnO}_2$  e  $\text{LiSO}_2$ , entre outras. Entre estas, baterias de  $\text{LiI}_2$  têm-se revelado a solução mais segura e fiável. Neste tipo de bateria o ânodo é constituído por  $\text{PZVP.nI}_2^3$ . Já o cátodo é constituído por lítio.  $\text{LiI}$  age como se de um electrólito<sup>4</sup> se tratasse.

Quanto às características, propriamente ditas, que conduziram à grande adesão a baterias de  $\text{LiI}_2$  são, sobretudo, a sua alta voltagem (podem atingir os 3,6V) e a densidade energética. Uma destas baterias permite substituir, em equivalência, três células de Níquel-Cádmio ou mesmo três células de Níquel-Hidreto metálico [12]. Uma outra razão para a grande adesão a este tipo de bateria é o seu modo de descarga. Neste tipo de baterias a voltagem altera-se gradualmente de acordo com a carga restante, ao contrário de outros sistemas de lítio, cuja tensão de saída se mantém fixa até um ponto crítico, onde ocorre variação brusca desta. Nesta situação estaríamos a colocar o paciente em risco, uma vez que a bateria em causa poderia não ser substituída atempadamente, deixando o dispositivo implantado inoperacional. Para além destas características, este tipo de bateria tende a ser mais segura em relação a outras, uma vez que apresenta um electrólito sólido, reduzindo o risco de fugas [13].

No que se refere a perspectivas futuras, várias mudanças ao nível dos sistemas alimentados por este tipo de bateria têm vindo a surgir ao longo do tempo. Com estas mudanças prevêem-se alterações nos padrões de consumo energético dos mais diversos implantes. Dispositivos como os mais modernos *pacemakers*, incorporam microprocessadores e maiores quantidades de memória.

<sup>3</sup>Componente sólido, pode ser por exemplo P2VP, o qual é denominado de *poly-2-vinylpyridine*.

<sup>4</sup>Substância que dissociada ou ionizada, origina cargas positivas (catiões) ou negativas (aniões), pela adição de solvente ou aquecimento.

Também melhorias nos sistemas de telemetria virão a permitir maiores taxas de transferência de informação e a maiores distâncias, no entanto com um preço, o aumento do consumo energético. Para além disto, a redução nas dimensões das baterias (actualmente ocupam entre 25 - 60% do dispositivo implantável), implicarão que estas apresentem uma maior densidade energética [14].

### 1.2.2 *Bio-fuel Cells*

As primeiras células baseadas num composto enzimático de Glicose/ $O_2$  e a operar em pH neutro, às quais se chamaram células de biocombustível, foram descritas por Yahiro *et al* em 1964 [15]. Os requisitos inicialmente impostos, já arrojados para esta altura, consistiam em "alimentar" um coração artificial [16]. No entanto, constatada a baixa densidade energética deste tipo de células, esta e outras metas viriam ser abandonadas. Estas células eram incapazes de competir em termos de duração com baterias de  $LiI_2$  em *pacemakers* [17] e até mesmo baterias  $LiSOCl_2$  em aplicações como neuro-estimuladores e *drug pumps* [18].

Nos anos 80 e princípio dos anos 90, um ambicioso esforço foi feito tendo em vista tornar este tipo de fonte, numa fonte de energia limpa, para aplicações que inicialmente visavam (aqui numa escala de grandes dimensões) fornecer energia para habitações em aldeias e, mais tarde, alimentar toda uma rede [19]. Mas, mais uma vez o problema da densidade energética das células de biocombustível se impunha, a sua densidade energética chegava a ser mil vezes mais pequena que aquela que era possível obter pelos convencionais geradores de energia. Somavam-se ainda os custos de implementação destas células, numa escala industrial. Inviabilizando, mais uma vez, a sua aplicação.

Apesar dos constantes insucessos, o esforço envolvido permitiu adquirir conhecimentos nesta área e sucessivos melhoramentos foram obtidos. Entre outros aperfeiçoamentos verificou-se, em 1999 por Paltore *et al* um melhoramento no que refere à membrana que separa os dois compostos intervenientes (glicose e oxigénio, tradicionalmente utilizados). Com ela foi possível obter tensões superiores a 1V (considerando aplicações de pequena escala como *pacemakers*) [20].

Células de biocombustível podem ser classificadas segundo os tipos de catalisador interveniente, em células de base microbiana ou células de base enzimática [20]. No que diz respeito ao princípio de funcionamento, o combustível (como por exemplo a glicose) é oxidado no ânodo por acção de um catalisador (por exemplo enzimas, ou outro tipo de microrganismo). Os electrões produzidos migram para o cátodo através de um circuito externo. Ao mesmo tempo, os protões movem-se também para o cátodo através da membrana de intercâmbio existente entre o ânodo e o cátodo. Esta membrana apresenta características especiais, permitindo apenas a passagem dos protões. No cátodo, o oxidante (por exemplo o oxigénio) aceita os electrões que vão chegando, ficando reduzido.

Em termos de vantagens, destaca-se o facto das células de biocombustível utilizarem como combustível vários elementos recicláveis, existentes na natureza. São exemplos a glicose, amido entre outros. Também a reacção interveniente requer parâmetros moderados. Temperatura normal, pressão normal e  $\text{pH} \approx 7$ , são suficientes para que a reacção ocorra de forma eficiente [21]. Estas características favorecem o processo de geração, controlo e monitorização.

Actualmente, as atenções têm-se focado essencialmente em células de biocombustível de base enzimática (EBCs)<sup>5</sup>, as quais utilizam como catalisador enzimas extraídas do corpo humano. O combustível utilizado, glicose e oxigénio provém do sangue. Alguns dos parâmetros mais importantes e, que podem afectar drasticamente a geração de energia neste tipo de células, consistem na fixação de um catalisador e na manutenção ininterrupta desta reacção. Halliwell and Simon propuseram, para alcançar os parâmetros referidos, a fixação do catalisador sobre *polyaniline* (PANI)<sup>6</sup>. Ensaio experimentais demonstraram que uma maior corrente poderia ser obtida deste modo [22].

Recorrendo a este tipo de polímeros foi ainda possível eliminar a necessidade de membrana e desta forma diminuir as dimensões das células de biocombustível, isto para EBCs [23]. Uma vez conhecidas estas possibilidades construtivas, foram desenvolvidas células miniaturizadas (mEBCs), as quais convertiam açúcares existentes no sangue em energia utilizando, por exemplo, a glicose oxidase ( $\text{GO}_x$ ) no ânodo e bilirubin oxidase no cátodo. Uma tensão de 0,52 V e corrente de  $8.3 \mu\text{A}$  eram assim obtidas para uma solução fisiológica de  $0,0026 \text{ mm}^3$  a  $37^\circ\text{C}$ . Com uma potência de saída de  $4,3 \mu\text{W}$ , prevê-se a capacidade de operação de sensores implantados, assim como a transmissão periódica de informação para o exterior [24]. Permanecem no entanto por resolver questões relativas ao tempo de vida, manutenção da potência produzida e, questões de biocompatibilidade para longos períodos de tempo.

### 1.2.3 Baterias Nucleares

Introduzidas na indústria de IMDs por volta de 1972, as Baterias Nucleares tinham como principal objectivo prolongar a vida útil destes dispositivos, apresentando como fonte de energia uma reacção nuclear a partir de isótopos<sup>7</sup> carregados. Inicialmente desenvolvidas por McDonnell Douglas Astronautics Company nos Estados Unidos, estas eram denominadas de *Betacel* [25]. Adoptadas por diversos construtores de *pacemakers*, estas ofereciam a jovens pacientes, a possibilidade de viverem o resto da vida com um único implante. No entanto, em meados dos anos 70, este tipo de células foi substituído por células de lítio, cuja longevidade rondava os 10 anos e, na maioria dos casos era suficiente. É na década de 80 que a sua produção cessa por completo, quando especial-

<sup>5</sup>Do Inglês *Enzymatic Biofuel Cells*.

<sup>6</sup>Polímero condutor descoberto à cerca de 150 anos. Só mais recentemente capturou a atenção da comunidade científica pela sua alta condutividade eléctrica.

<sup>7</sup>São átomos de um elemento químico cujos núcleos têm o mesmo número atómico, ou seja, contêm o mesmo número de prótons mas, diferente número de neutrões.

istas propõem ser mais vantajoso para o paciente a troca do seu equipamento após 10 anos, que permanecer com um equipamento obsoleto para o resto da vida [26]. As baterias nucleares utilizam a energia contida em partículas emitidas por elementos radioactivos. Diferentes baterias nucleares obtêm energia eléctrica de diferentes formas. São exemplos as baterias nucleares que utilizam a diferença de potencial entre as partículas emitidas para obtenção de energia eléctrica, outras utilizam o potencial eléctrico que provem da ionização das partículas emitidas. Algumas utilizam a energia produzida por conversão fotoeléctrica, existem ainda aquelas que utilizam o calor libertado pela radiação para produzirem energia eléctrica. Um dos elementos frequentemente utilizado em aplicações como *pacemakers*, nesta época, eram fragmentos de plutónio 238 (Pu-238). A radiação emitida "bombardeava" as paredes do contentor onde estava encerrado o fragmento, produzindo calor. Este era posteriormente convertido em energia eléctrica, segundo o efeito de Seebeck<sup>8</sup>.

As baterias Nucleares provaram ser equipamentos seguros e fiáveis para aplicação em IMDs. Os materiais utilizados para garantir a estanquicidade do contentor e protecção para a radiação variavam, desde ligas metal inerte como platina, tântalo, ouro ou suas ligas, fibras de carbono e ainda materiais cerâmicos. No equipamento referido, *Betacel*, de volume 1,8 mL, 1,02 cm de altura 1,52 cm de diâmetro, era possível obter cerca de 50  $\mu\text{W}$  e 1,6 V, no máximo da sua capacidade [27]. Para este exemplo e, sendo o processo de conversão assente na radiação (conversão de energia térmica em eléctrica), bastariam somente 150 mg de Pu-238 para suprir as necessidades de um *pacemaker* por 10 anos [28].

Em termos de vantagens para este tipo de células, destacam-se a sua grande longevidade, mesmo quando comparadas com as células de lítio, excelente densidade energética, estabilidade da energia produzida a qual praticamente não é afectada pelos factores externos como temperatura, substâncias químicas, pressão, campos magnéticos, etc. Como desvantagens e, como não podia deixar de ser face aos materiais empregues destacam-se as dificuldades de produção, manuseamento e preço muito elevado. A título de exemplo, um *pacemaker* com este tipo de bateria poderia custar cerca de \$3200 (cerca de 2350€, isto em 1974), o que para a maioria das pessoas impediria a sua aquisição [28].

#### 1.2.4 Sistemas por Radiofrequência

Este tipo de fonte de energia apresenta-se como um processo bastante simples e, a sua implementação tem-se revelado nos mais diversos tipos de IMDs. O seu princípio de funcionamento consiste na aplicação de uma corrente eléctrica alternada (AC) sobre um enrolamento exterior e próximo da pele, produzindo-se um campo magnético variável. No interior do corpo, um outro enrolamento próximo do transmissor é atravessado por este fluxo de campo magnético de intensidade

---

<sup>8</sup>Produção de uma diferença de potencial, entre duas junções de condutores de materiais diferentes, quando estas se encontram a diferentes temperaturas.

variável. Desta forma, gera-se por indução um novo sinal eléctrico também em AC. Este, após processos de rectificação, filtragem e estabilização permite a obtenção de uma corrente DC capaz de suprir directamente as necessidades de diversos dispositivos implantáveis, ou mesmo recarregar baterias caso estas existam (figura 1.1).

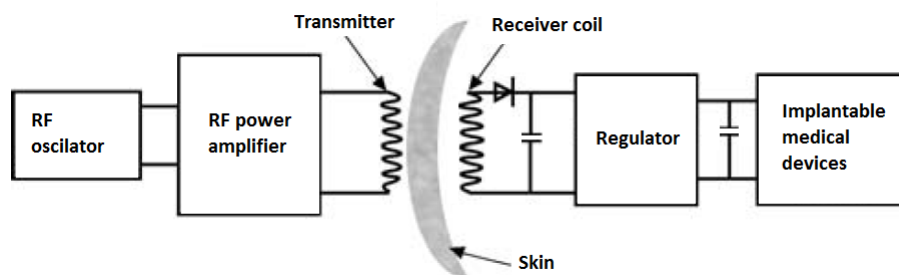


Figura 1.1: Representação esquemática de um mecanismo RF [29].

No que diz respeito à eficiência deste tipo de mecanismo, está essencialmente dependente da qualidade do acoplamento entre o emissor e o receptor, variando também com as dimensões relativas destes e com a densidade de fluxo magnético produzido pelo emissor. Existem várias situações possíveis de implementação, as quais podem ser observadas na figura 1.2. Entre elas destaca-se

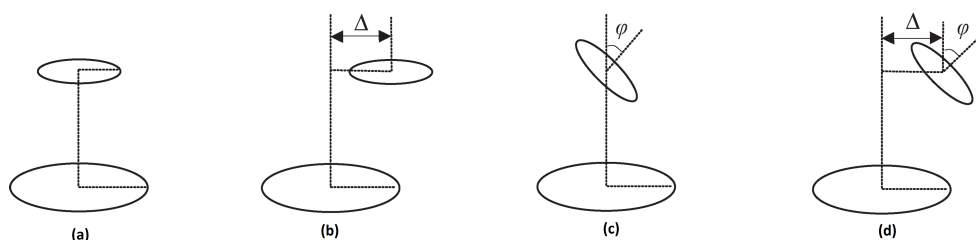


Figura 1.2: Esquema das situações possíveis de acoplamento. (a) Ideal; (b) desalinhamento horizontal; (c) desalinhamento em ângulo; (d) desalinhamento horizontal e em ângulo [29].

a situação (a) como a . Nesta verifica-se uma maximização da eficiência. Contudo, na prática, verificam-se situações como a (b), (c) ou mesmo (d), cujos sucessivos desalinhamentos conduzem a perdas de eficiência [30]. Um exemplo prático deste tipo de mecanismo foi apresentado por Donelan *et al* (figura 1.3 em baixo) [31]. O seu princípio de funcionamento baseia-se na criação de movimento de rotação durante o caminhar. Com a rotação e por intermédio de um gerador produz-se energia eléctrica que vai excitar um enrolamento externo (produção de campo magnético variável) e posteriormente criar dentro do corpo humano, num outro enrolamento, uma força electromotriz. Matematicamente o seu princípio de funcionamento é baseado na definição de trabalho mecânico como produto do binário pelo deslocamento angular (equação 1.1).

$$w = \int_0^{\theta} T d\theta = \int_0^t T \omega dt \quad (1.1)$$

Na equação,  $T$  corresponde ao binário,  $\theta$  ao ângulo de rotação,  $w$  à velocidade angular e  $t$  ao tempo. No processo de geração são consideradas duas etapas de trabalho, a positiva e a negativa. A positiva corresponde ao trabalho exercido pelos músculos, quando o movimento exercido por

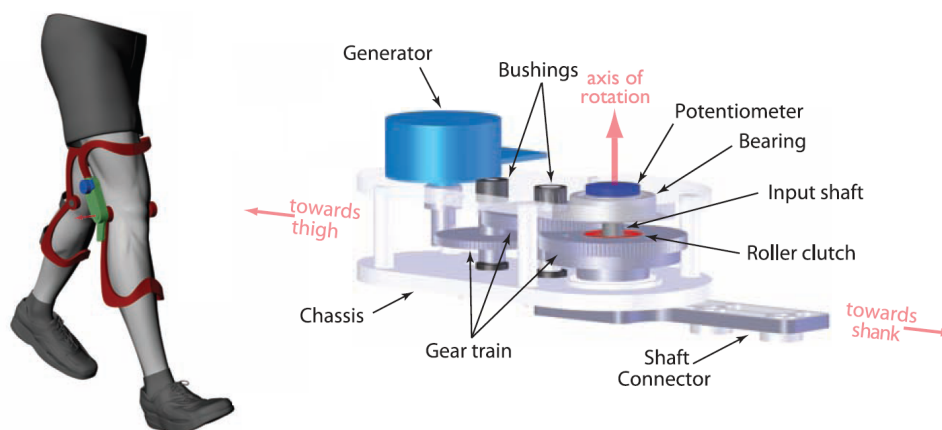


Figura 1.3: Protótipo desenvolvido por Donelan *et al.* [31].

estes actua na mesma direcção que a velocidade angular do joelho (isto é os músculos adicionam energia ao movimento). Trabalho negativo é realizado quando os músculos actuam na direcção oposta ao movimento (isto é, absorvem energia do movimento, convertendo-a em calor). Sendo assim, a situação ideal passa por tornar o dispositivo de geração capaz de tirar partido de ambas as etapas. Em termos práticos os ensaios realizados passaram pela aplicação do dispositivo em 6 pessoas e em cada uma das pernas. As medições foram efectuadas enquanto os portadores do dispositivo caminhavam sobre uma esteira a  $1,5 \text{ m.s}^{-1}$ . Em modo de geração contínua, uma potência de aproximadamente 7 W, enquanto que em modo de operação apenas durante o período de travagem, este valor passou para aproximadamente 4,8 W [31]. Independentemente dos valores obtidos, mantém-se um dos problemas comuns a este tipo de sistemas de geração, a necessidade de mecanismos externos ao corpo humano.

### 1.2.5 Sistemas Ópticos

Esta fonte de energia surgiu da constatação que, utilizando um mecanismo óptico exterior ao corpo humano e um receptor interno, poderia-se obter uma fonte de energia susceptível de ser aproveitada em dispositivos implantáveis, com a vantagem de ser menos invasiva para o seu portador [32]. Aplicando um laser infravermelho como fonte e na proximidade, mas debaixo da pele, uma célula fotovoltaica, foi possível transmitir energia para um dispositivo interno ao corpo humano e desta forma "alimentar" os demais circuitos, assim como efectuar o recarregamento de baterias. Um esquema representativo é mostrado na figura 1.4. Os resultados mostram que recorrendo a um fotodíodo com uma superfície de  $2,1 \text{ cm}^2$ , emitindo uma luz próxima da região do infravermelho (comprimento de onda de 810 nm) e, com uma densidade de  $22 \text{ mW/cm}$  operando por 17 min, consegue fornecer-se energia suficiente para a operação de um *pacemaker* comercial



por 24h [33]. Durante o período de 17 min, aplicando uma radiação contínua sobre a pele, a temperatura subiu cerca de 1,4°C, revelando-se aceitável e seguro para os pacientes.

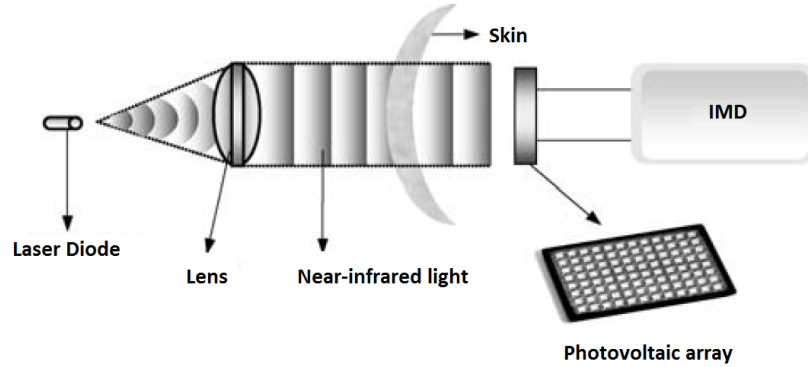


Figura 1.4: Sistema óptico de transmissão de energia [29].

### 1.2.6 Sistemas Termoelétricos

Fontes de energia baseadas em mecanismos termoelétricos apresentam-se como uma importante alternativa face às tradicionais baterias. Isto porque o calor necessário para a geração de energia pode ser obtido directamente a partir do corpo humano, o qual é constantemente libertado para o ambiente. Gradientes de temperatura existem por todo o corpo humano e, a máxima diferença de temperatura entre o "centro" do corpo humano e a pele exterior ronda os 8 K [34]. Apesar desta diferença ser razoável, trata-se do seu valor máximo e, além disso os processos inerentes à sua utilização estão longe de completamente desenvolvidos [35][36]. Em termos matemáticos, a equação 1.2 descreve a voltagem produzida por um gerador termoelétrico. Ela depende do número de termopares  $n$  ligados em série, da diferença de temperatura  $\Delta T$  e, dos coeficientes termoelétricos do par de materiais utilizados  $\alpha_1$  e  $\alpha_2$ .

$$V_{out} = n\Delta T(\alpha_1 - \alpha_2) \quad (1.2)$$

Para um gerador que utilize uma diferença de temperatura entre o corpo humano e o ambiente envolvente,  $\Delta T$  não será muito elevado, em média cerca 4 a 5 K. Quanto a  $\alpha_1$  e  $\alpha_2$ , os seus valores para materiais de baixo custo não devem exceder os 150  $\mu V/K$ . Fica então claro que para produzir uma voltagem de valor aceitável, para este tipo de aplicações (IMDs), será necessário um grande número de termopares. Contudo, para que este tipo de dispositivo possa competir com as actuais baterias, o seu preço e tamanho têm também de ser reduzidos. Uma das soluções encontradas consiste na utilização de uma fita longa (o substrato), em material polimérico, na qual milhares de termopares são acoplados em série. Após isto, a fita é enrolada, ficando com o formato e dimensões semelhantes a uma moeda. Nela cada termopar fica sujeito à completa diferença de temperatura

entre ambos os lados da "moeda". Uma vez que o gerador está desenhado para trabalhar com o calor humano versus temperatura envolvente exterior, é muito importante a optimização das dimensões e a escolha do material para se obter a máxima potência. Esta potência está directamente dependente da condutividade térmica do dispositivo e idealmente será maximizada quando a resistência térmica do dispositivo igualar a resistência térmica do corpo humano (aproveita-se assim ao máximo o gradiente de temperatura que o corpo disponibiliza na área de aplicação). As dimensões preponderantes são a espessura do substrato, a espessura do material termoeléctrico e a largura da faixa (corresponde à altura do gerador).

No que respeita a materiais e dimensões finais, experiências demonstraram que o recurso a materiais termoeléctricos como bismuto e antimónio, de espessuras de  $1\ \mu\text{m}$  e  $3\ \mu\text{m}$  respectivamente, acoplados a um substrato de  $12,5\ \mu\text{m}$  de espessura e 10mm de altura, em poliamida (Kapton) resultam num bom equilíbrio preço/desempenho e ainda numa combinação ideal no que concerne à resistência térmica. Esquemáticamente a estrutura pode ser vista na figura 1.5 [37].

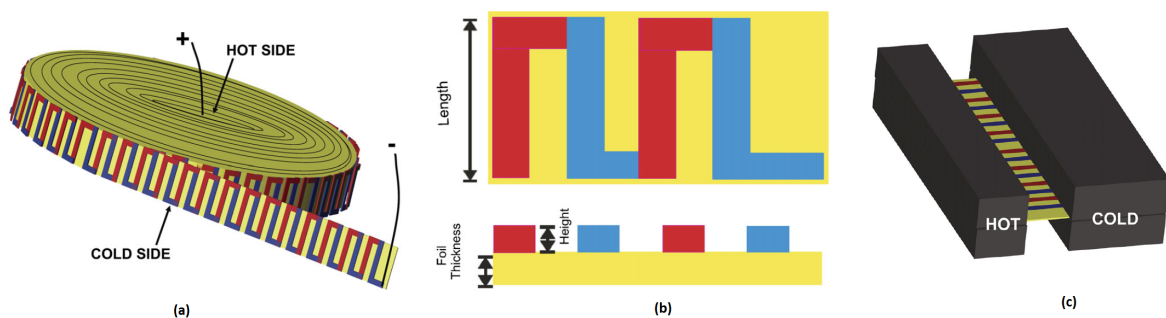


Figura 1.5: Forma(a) e dimensões(b) tidas em conta no desenvolvimento do dispositivo. Em (c), processo de análise do poder termoeléctrico do par de materiais envolvidos [37].

Quando comparados o antimónio e bismuto puros com materiais mais complexos como Telureto de bismuto ( $\text{Bi}_2\text{Te}_3$ ) ou Telureto de antimónio ( $\text{Bi}_2\text{Se}_3$ ), verifica-se que os últimos apresentam um maior poder termoeléctrico [38]. Contudo, questões como o seu maior custo e complexidade no manuseamento são inibidores da sua escolha. Em termos teóricos, utilizando o bismuto e antimónio puros, com um poder termoeléctrico de  $100\ \mu\text{V/K}$  e assumindo uma diferença de temperatura de apenas 4 K, cerca de 2500 termopares e uma faixa de 5 m são necessários para a obtenção de 1 V. Na prática, o primeiro modelo produzido, uma faixa com 1,8m de comprimento e cerca de 900 termopares demonstrou ser bastante robusta, podendo mesmo ser dobrada com alguma pressão mantendo uma boa adesão entre o antimónio e bismuto. Os resultados obtidos mostraram, no entanto, alguns problemas de condutividade do bismuto, a qual era apenas 50% do valor esperado. Tais valores, segundo a literatura eram previsíveis dada a sua reduzida espessura e consequente possibilidade de estalar [39][40]. A solução passou pelo aumento da altura nas zonas mais susceptíveis a esta ocorrência.

Para uma correcta medição do poder termoeléctrico deste par de materiais (bismuto e antimónio), foi previamente realizado um ensaio. Neste procurou-se maximizar o contacto de cada um dos materiais com a zona quente e fria, tentando-se aproximar ao máximo de uma situação ideal (figura 1.5(c)). Na experiência foram utilizados 30 termopares. Os resultados demonstraram um poder termoeléctrico de  $65 \mu\text{V/K}$  contra os  $100 \mu\text{V/K}$  que haviam sido referidos na literatura [38]. No modelo propriamente dito, com uma altura de 1cm, área de base  $1 \text{ cm}^2$ ,  $\Delta T=5 \text{ K}$ , uma potência de  $0,8 \mu\text{W}$  foi gerada, sendo a tensão medida igual a  $0,8 \text{ V}$ .

A justificação apontada prende-se com os materiais de baixo custo utilizados. Alternativas apresentadas passavam pelo aumento da área de base para  $2 \text{ cm}^2$ , e consequentemente produção de  $1.6 \text{ V}$  e  $1,6 \mu\text{W}$ . Para esta situação bastaria reduzir a altura. Não obstante alterar-se-ia a adaptação térmica do material. Comparado com o gerador de 10 mm, os cálculos demonstraram que uma redução para 5mm diminuiria em 15% a potência e uma redução para um gerador de 2,5 mm conduziria a uma quebra de 40% na potência. Em aplicações reais, dado os valores referidos, seria necessário analisar o compromisso entre dimensões e a potência pretendida.

### 1.2.7 Mecanismos de Indução Magnética

Apesar da grande diversidade de sistemas que utilizam o fenómeno de indução magnética nas mais diversas aplicações, a sua utilização na área da biomecânica é bem mais recente. Um dos primeiros mecanismos deste tipo foi desenvolvido por Suzuki *et al.* O dispositivo encontra-se representado na figura 1.6. Neste, o processo de geração envolve um grupo de 3 ímanes perma-

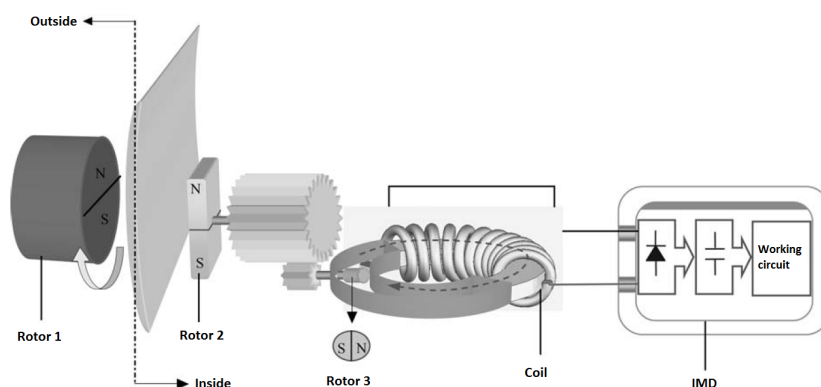


Figura 1.6: Vista esquemática do primeiro modelo proposto por Suzuki *et al* [29].

nentes. Exteriormente ao corpo humano e próximo da pele está colocado um desses ímanes (rotor 1). Alinhado com ele, no interior do corpo, existe um outro íman (rotor 2) gerando-se forças atractivas entre eles, indispensáveis para o funcionamento do mecanismo. Acoplado a este íman interior encontra-se um sistema de engrenagens que comunica com um terceiro íman (rotor 3). Este último circula dentro de uma bobine. O processo de funcionamento desenrola-se do exterior

para o interior do corpo. Inicialmente provoca-se rotação do rotor 1. Uma vez que existem forças atractivas entre este e o rotor 2, que se encontra alinhado no interior do corpo, "transporta-se" o efeito rotativo para o interior. No interior, por intermédio das engrenagens provoca-se rotação no íman que circula dentro da bobine (rotor 3). Desta cria-se um campo magnético variável e com ele uma força electromotriz na bobine, como pretendido [41]. Para esta primeira versão, resultados práticos demonstraram que quando o rotor 1 é excitado com uma frequência de 16,7 Hz, uma potência de 11 mW (0,48 A e 23 mV) é gerada no interior.

Mais tarde, uma nova proposta foi apresentada, tendo como base a proposta inicial mas com alguns aperfeiçoamentos. As principais alterações passaram pelo aumento do número de pólos quer no rotor 1, quer no rotor 2 (10 e 4 pólos exteriores respectivamente. Permite que o rotor 2 rode 2,5 vezes mais rápido que o rotor 1). Também o gerador sofreu alterações, passando a estar colocado no interior do rotor 2. Desta forma, a geração de energia processa-se directamente a partir deste rotor. O gerador em causa apresenta uma forma circular, sendo constituído por vários enrolamentos. Cada um deles encontra-se disposto perpendicularmente à superfície interna do rotor 2. Nesta superfície encontram-se acoplados diversos ímanes permanentes, que rodam consoante o rotor e em relação a cada um dos referidos enrolamentos. Com a rotação, cada enrolamento fica alternadamente sujeito a diferentes pólos (ora positivo, ora negativo, num total de 12 pólos dispostos no circulo interno). Processa-se assim a geração de energia. Esta nova abordagem pode ser vista na figura 1.7.

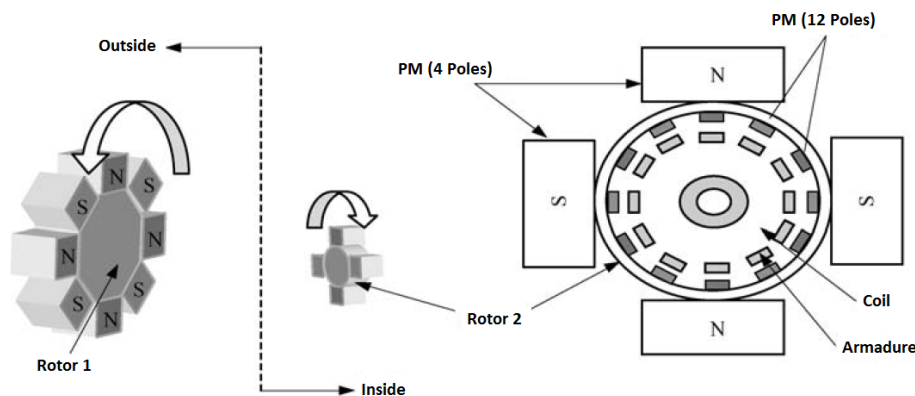


Figura 1.7: Vista esquemática do modelo aperfeiçoado por Suzuki *et al* [29].

Em termos práticos, o protótipo realizado apresenta a seguinte configuração: rotor 1 com 10 pólos accionado por um motor DC, rotor 2 com 4 pólos no circulo externo e 12 no circulo interno. Na experiência realizada foram somente utilizados ímanes NdFeB (Neodímio-Ferro-Boro). Quanto à armadura, esta é composta por 12 enrolamentos de 50 voltas cada um, unidos em série (perfaz um total de 600 voltas). O volume do gerador é aproximadamente 10 cm<sup>3</sup> [41]. Os resultados obtidos caracterizam-se por uma voltagem máxima de 10,3 V a 70,5 rad/s e uma frequência de

saída  $f=450$  Hz, cerca de 15 vezes superior à do rotor 1 (devido à diferença entre o número de pólos do rotor 1 e 2). O formato do sinal produzido apresenta forma de uma onda sinusoidal, com pequena distorção. Aplicando rectificação ao sinal bruto obteve-se uma potência de saída 1,9 W (4,9 V e 390 mA), correspondendo uma eficiência de 20 %. Para complementar a análise, foi efectuado o carregamento de uma bateria NiCd (1,2 V 1,0 Ah), o qual demorou 10 horas [41].

Em relação a ambos os sistemas apresentados, ficaram claras algumas das suas vantagens, entre elas a potência final disponível, a simplicidade do processo de geração e de fabrico dos vários componentes. Uma vez que os materiais utilizados são acessíveis, o custo do mecanismo final é suportável. Como desvantagens, destaca-se a necessidade de um campo magnético, cujos efeitos sobre o corpo humano não são completamente conhecidos. Em segundo lugar, existe a permanente necessidade de um mecanismo externo para o processo de geração. Para além do conceito de mecanismo de indução exposto, existem outras soluções, também elas já estudadas enquanto sistemas de geração e cujo princípio se apresenta como uma importante alternativa. O sistema agora apresentado é um sistema massa-mola-amortecedor (figura 1.8).

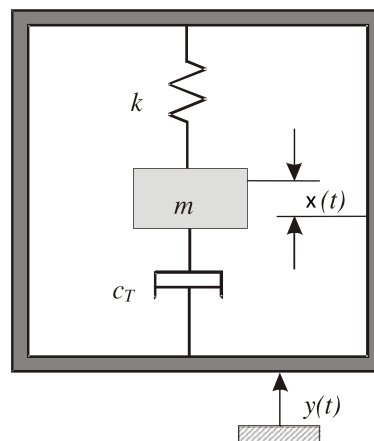


Figura 1.8: Esquema representativo de um sistema massa-mola-amortecedor.

Este modelo de geração baseia-se na conversão de energia cinética em energia eléctrica e são tipicamente sistemas de segunda ordem. Em termos de funcionamento, a estrutura encontra-se acoplada ao corpo humano e nela se descrevem de forma genérica vários componentes. Entre eles: a mola, caracterizada por uma rigidez  $k$ , que corresponde ao elemento que armazena energia cinética proveniente da excitação do sistema; o amortecedor, caracterizado por um coeficiente de amortecimento  $c$ , o qual representa as várias parcelas que tendem a colocar o sistema em repouso (entre elas destacam-se essencialmente o atrito mecânico e a força contra-electromotriz. Efeitos como a resistência do ar são geralmente desprezados). Para concluir, resta mencionar a massa  $m$ , a qual representa o elemento que armazena energia potencial e possui pelo menos um grau de liberdade. Desta forma, diferentes configurações de implementação, permitem diferentes formas de aquisição de energia. O texto que se segue descreve algumas destas configurações.

Um dos modelos desenvolvidos foi apresentado por Williams *et al* [42], da universidade de Sheffield, UK. Este gerador, o qual pode ser visto na figura 1.9 consiste numa massa  $m$ , aplicada sobre um filme metálico, o qual permite replicar o efeito de uma mola de rigidez  $k$ . Quando o gerador é sujeito a uma vibração, a massa move-se em relação à restante estrutura. Este movimento relativo, assumindo-se que é sinusoidal, activa um transdutor que converte este movimento em energia eléctrica. Este transdutor é tratado como se de um amortecedor se tratasse dado que a conversão

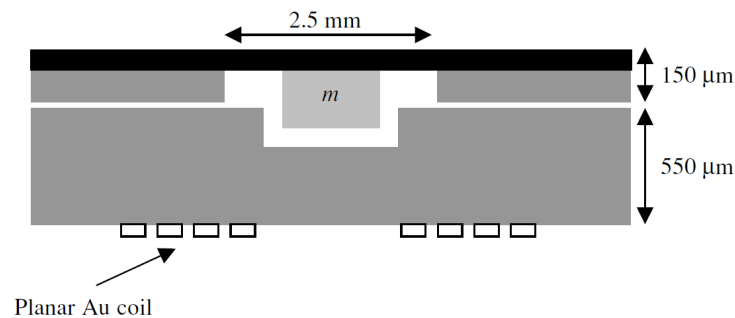


Figura 1.9: Vista em corte do sistema de indução proposto por Williams *et al* [43].

de energia mecânica em eléctrica amortece as vibrações. O tamanho do transdutor proposto é de 5x5x1 mm.

Algumas das análises efectuadas mostraram que  $1\mu W$  pode ser gerado para uma frequência de 70 Hz e cerca de  $100\mu W$  a 330 Hz [44]. Baseado nos modelos teóricos analisados e design apontado, foi construído um protótipo, constituído por uma membrana circular flexível, coberta por uma camada de  $7\mu m$  em poliamida. A massa  $m$  é de  $2,4 \times 10^{-3}$  Kg e está fixa na parte inferior da membrana. O enrolamento utilizado apresenta uma forma planar e é composto por 13 voltas. O modelo produzido, após alguns testes, mostrou ser capaz de gerar cerca de  $0,3\mu W$  para uma frequência de excitação de 4,4 kHz, valor claramente inferior ao teórico esperado. Os motivos apontados prendiam-se com efeitos não lineares da rigidez da mola, os quais eram mais evidentes quando se aumentava a amplitude de excitação do mecanismo [45].

Um outro modelo apresentado por Mizuno and Chetwynd [46], apresenta uma estrutura composta por um íman fixo localizado externamente a um enrolamento. O enrolamento, por sua vez, encontra-se suportado por um "braço" em *cantilever*<sup>9</sup> com dimensões de  $500 \times 100 \times 20\mu m$ . O processo de geração dá-se pelo movimento relativo do enrolamento face ao íman de NdFeB (Neodymium-Ferro-Boro) com  $30 \times 10 \times 6$  mm. A frequência de ressonância desta estrutura é de 58kHz. Em termos de saída, ensaios teóricos demonstraram 6 nW de potência de saída, a 1,4 mV. Apesar de experimentos posteriores terem sido realizados com um protótipo de maiores dimensões,

<sup>9</sup>Cantilever é um tipo de construção apoiado em um só ponto, geralmente entende-se por uma viga encastrada.

os resultados apresentaram-se desapontantes, tendo em conta os objectivos propostos para este sistema. Também Pérez-Rodríguez *et al* [47] apresentou um sistema de geração, baseado num modelo já existente de Huang *et al*. O modelo de Pérez propunha um sistema de geração no qual se utilizava um filme de poliamida como mola, um íman de NdFeB e um enrolamento de  $1,5 \mu\text{m}$  de espessura em alumínio, com forma planar. Uma vista em corte do dispositivo pode ser observada na figura 1.10. Os resultados demonstraram uma potência de saída de  $1,44 \mu\text{W}$  para uma amplitude

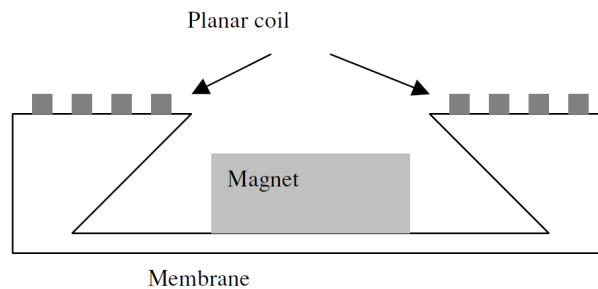


Figura 1.10: Modelo analisado por Pérez-Rodríguez *et al* [43].

de deslocamento de  $10 \mu\text{m}$  e uma frequência de 400 Hz. Beeby *et al* [48] desenvolveu também, um modelo com o princípio de funcionamento baseado na indução provocada pela conversão de vibrações em energia eléctrica. O modelo apresentado foi construído numa base de silício, onde um enrolamento se encontra rodeado por 4 ímanes de NdFeB. O dispositivo pode ser visto na figura 1.11. Na prática, o dispositivo apresenta uma frequência de ressonância de 9,5 kHz e demon-

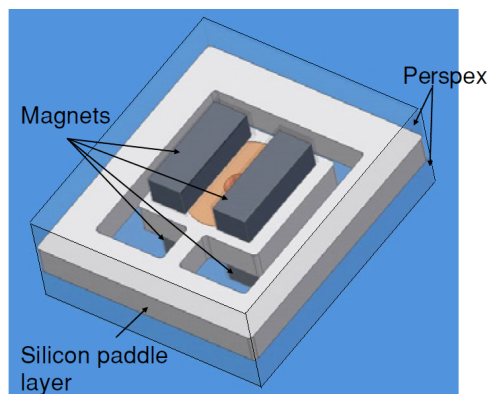


Figura 1.11: Modelo analisado por Beeby *et al* [43].

strou capacidade de gerar 21 nW de energia eléctrica, quando sujeito a uma aceleração média de  $1,92 \text{ ms}^{-2}$ . Uma outra proposta, também assente no mesmo processo de conversão anteriormente apresentado, foi desenvolvida por El-Hami *et al* [49]. Esta apresenta também uma estrutura em *cantilever*, estando a barra presa numa das extremidades e na outra extremidade suportando um par de ímanes NdFeB. O enrolamento, composto por várias camadas de fio de cobre, encontra-se fixo numa posição central aos referidos ímanes. Um esquema do dispositivo, pode ser visto na

figura 1.12. Em termos teóricos foram previstos 1 mW para um dispositivo com um volume de 240

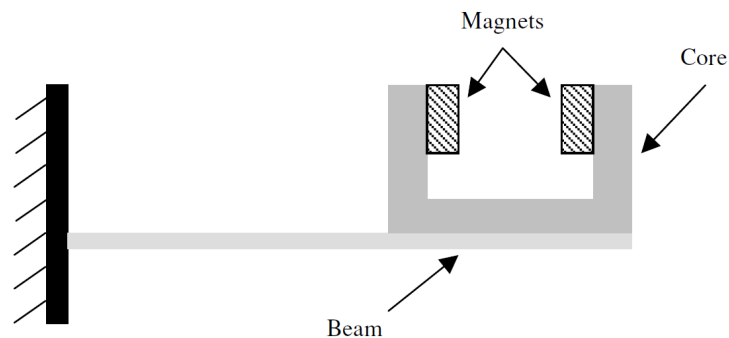


Figura 1.12: Modelo desenvolvido por El-Hami *et al*[43].

mm<sup>3</sup> a operar a 320 Hz. Na prática, os resultados apresentados referem-se a dois protótipos com diferentes combinações de ímanes e enrolamento. O primeiro destes baseava-se no movimento do enrolamento face a dois ímanes fixos, com um volume total de 0,84 cm<sup>3</sup>. O segundo dispositivo dispunha de 4 ímanes com possibilidade de movimentação face ao enrolamento fixo, com um volume total de 3,15 cm<sup>3</sup>.

O primeiro modelo demonstrou ser capaz de produzir 180  $\mu$ W para uma amplitude média de deslocamento de 0,85 mm. O segundo modelo teve como objectivo melhorar a tensão de saída do dispositivo através de um melhor acoplamento magnético entre os ímanes e o enrolamento. Em termos comparativos, para a mesma entrada, o segundo gerador demonstrou uma voltagem 2X superior ao primeiro (1V comparado com algumas centenas de milivolts). Em termos de potência instantânea, cerca de 4 vezes superior ao primeiro. Um dos ensaios efectuados foi feito analisando a resposta do gerador quando acoplado a um bloco de motor de automóvel. As medições mostraram uma potência instantânea de 4 mW, gerada num intervalo de 1,24 km, obtendo-se uma potência média de 157  $\mu$ W.

Não se pretendendo aqui uma revisão exaustiva de todas as propostas já existentes ficaram, no entanto, expostas algumas das propostas que permitem descrever razoavelmente os sistemas de geração cujo princípio se baseia na indução magnética e que tendem a aproveitar a energia proveniente da vibração.

### 1.2.8 Sistemas Piezoeléctricos

O recurso à utilização de materiais piezoeléctricos, para a obtenção de energia, têm-se tornado cada vez mais frequente. Entre os vários tipos existentes destacam-se essencialmente PVDF (material flexível, conhecido como fluoreto de polivinilideno), PZT (material cerâmico conhecido por Titanato Zirconato de Chumbo).



Extensivamente estudados como actuadores e sensores [50][51], a sua utilização como fonte de energia, em aplicações médicas só mais recentemente se estabeleceu. Os desafios práticos inerentes a estas aplicações (sistemas a baixa frequência, aprox. 1 Hz, por exemplo quando se caminha) são essencialmente a sua alta voltagem, baixa corrente e elevada impedância [52][53]. Outras questões como a eficiência, condicionamento da energia e seu armazenamento, não se encontram totalmente resolvidas. A adicionar a isto, requerem-se ainda reduzidas dimensões e formas por vezes irregulares.

Vários estudos anteriores, em outras aplicações, foram já realizados na tentativa de obtenção de energia. Entre eles, geração por vibrações a partir de máquinas e edifícios [54][55], pelo fluxo de água em rios e oceanos [56], pela energia cinética dos projecteis no momento do impacto [57] e por variação de pressão em sistemas hidráulicos [58]. Potenciais aplicações médicas vão desde o estímulo eléctrico para o crescimento ósseo [59], anexação à caixa torácica ou artéria aorta para o fornecimento de energia em *pacemakers*, alimentação de próteses instrumentadas, entre outros [60][61].

Este material, dadas as suas propriedades permite a conversão de energia mecânica em energia eléctrica. Assim actividades comumente efectuadas no dia-a-dia, como caminhar, permitem a obtenção de energia. Estimativas demonstraram que cerca de 67 W são gerados na articulação do tornozelo, no movimento de rotação do pé quando se caminha a uma média de 2 passos por segundo [62]. Além disto, constatou-se que a força axial sobre um implante TKR, durante o caminhar normal, pode atingir 3 vezes o peso corporal, várias vezes por passo [63]. Conclui-se portanto que alguma desta força mecânica pode ser utilizada para compressão de materiais PZT e assim obter energia eléctrica.

Alguns modelos para aplicações biomecânicas foram já testados. Um desses modelos recorria a "filmes" piezoeléctricos de elevada flexibilidade, os quais permitem elevados deslocamentos (valores >6 e até 10 mm). Estes deslocamentos correspondem, a variações do "posicionamento" da articulação causados pela deformação do material piezoeléctrico. No entanto, para aplicações médicas tais deslocamentos não são aceitáveis, dada a necessidade de manter as relações cinemáticas existentes ao nível da articulação, não sendo por isso aqui analisados. Um outro protótipo, aplicado numa prótese instrumentada do joelho, apresenta 3 elementos piezoeléctricos PZT (figura 1.13 em baixo). Estes encontraram-se dispostos em triângulo sobre a componente da prótese implantada na tíbia (funciona como uma bandeja). Sobre eles uma placa de polietileno distribui uniformemente a carga proveniente do componente implantado no fémur. Cada um dos elementos PZT apresenta uma forma rectangular de 1x1x2 cm e são constituídos por múltiplas camadas (no caso  $\approx 145$ ) [64]. As sucessivas camadas, mecanicamente sobrepostas possibilitam que a carga suportada seja a mesma em cada uma. Electricamente a sua associação é feita em paralelo. Uma vez que a potência produzida está directamente associada ao esforço axial suportado é possível a utilização

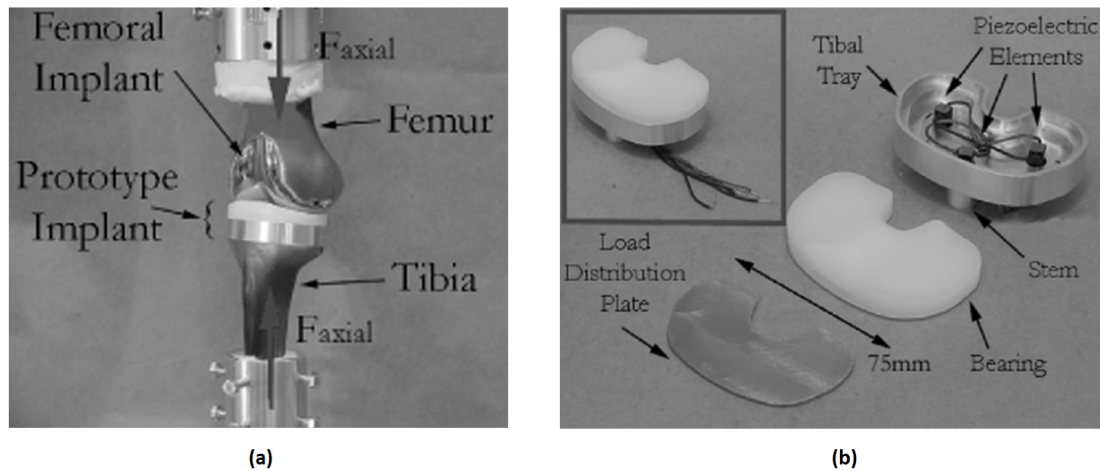


Figura 1.13: Protótipo de prótese do joelho, com sistema de geração de energia. Em (a) modelo de teste; Em (b) componentes do implante [52].

destes elementos como sensores. O modelo analisado estará sujeito a esforços em vários eixos, deslocamentos e flexão da placa de polietileno. Para evitar que estes se tornem excessivos, a placa entra em contacto com a "bandeja" tibial limitando o curso disponível. O corrente modelo permite deslocamentos bastante reduzidos, inferiores a  $10 \mu\text{m}$ . Não obstante abordagens alternativas são possíveis. Entre elas a fixação das extremidades da placa de polietileno a estrutura que a suporta, eliminando assim os deslocamentos, problemas de fricção e hermeticidade. Nesta situação a carga seria transmitida aos elementos PZT, por flexão de pontos específicos da placa de polietileno.

Os testes foram efectuados a baixas frequências, tipicamente entre 1-10 Hz, com amplitudes entre os 400 e os 3000 N. Em termos de resultados, a potência máxima produzida por um único elemento PZT, quando sobre um carregamento de 900 N foi de 1,6 mW [64]. Considerando os 3 elementos, esperam-se 4,8 mW de potência. Este resultado sugere que energia suficiente será gerada para alimentar microprocessadores e sensores de baixo consumo. Apesar destas expectativas, este tipo de gerador apresenta um elevado ripple na tensão e para baixas frequências os elementos PZT apresentam comportamento essencialmente capacitivo [65][66]. A utilização de condensadores permite atenuar este efeito mas o seu dimensionamento não é directo. Condensadores de baixa capacidade permitem a obtenção de potências próximas dos 4.8 mW, no entanto reduzem o efeito rectificador (consequentemente mantém-se o ripple na tensão). Aumentando a capacidade reduz-se efectivamente o problema do ripple na tensão, mas também a eficiência do processo.

Em termos de valores, constatou-se que a implementação de um condensador de  $10 \mu\text{F}$  reduz a eficiência do circuito em 40% face à potência originalmente produzida pelos elementos PZT. Consequentemente, é necessário manter um compromisso entre a potência final obtida e a "qualidade" do sinal de saída. No presente caso, utilizando o referido condensador na implementação

do circuito de rectificação, obteve-se uma potência de saída continua de  $850 \mu\text{W}$  ( $327 \mu\text{A}$  a  $2,6 \text{ V}$ ) [64] e uma eficiência global entre 19-20%. Experiências posteriores demonstraram que potência suficiente é gerada para operação do microprocessador mesmo que a amplitude da força seja reduzida em 50%.

Embora a energia produzida por este protótipo seja insuficiente para operar continuamente um sistema de transmissão de dados como por exemplo Bluetooth, é suficiente para alternativas menos exigentes como demonstrado por Kymissis *et al.* [67]. Na sua experiência, elementos PZT inseridos na sola de sapatos, operavam um sistema de transmissão por Radio-Frequência(RF) em modo intermitente. Alternativamente, existe também a possibilidade de armazenamento da informação e posterior "download" para dispositivos externos. Outras questões importantes como a longevidade e eficiência após um elevado número de ciclos requerem atenção. Como é esperado, repetidas solicitações dos elementos PZT causam progressiva degradação dos mesmos [68][69].

Factores como a amplitude da solicitação, frequência em que esta é aplicada, duração da mesma e composição do material piezo são preponderantes [70][71]. No estudo relativo à longevidade, foi aplicado um esforço de 440 N. Esta amplitude foi escolhida como aquela que seria experimentada por cada um dos três elementos PZT, sobre uma esforço a aproximadamente 50% do valor máximo. Nestas condições e, sofrendo de alguns contratempos no ensaio realizado (paragens inesperadas da máquina utilizada para a simulação, as quais causaram alguns picos de carga), obtiveram-se resultados que referem perdas inferiores a 17% do valor inicial, após 20 milhões de ciclos.

Para além dos sistemas atrás referidos, existem ainda outros dispositivos, que não tendo sido ainda testados enquanto sistemas de geração para IMDs, surgem como importantes alternativas para este tipo de aplicação dadas as suas características. Os dispositivos agora referidos procuram aproveitar os movimentos impostos pelo seu portador, nomeadamente tirar partido das baixas frequências e elevadas amplitudes dos movimentos humanos.

Um dos modelos já analisados foi desenvolvido nos anos 90, no MIT [72]. Este modelo, esquematicamente representado na figura 1.14(a) apresenta 8 camadas de material piezoelétrico PVDF laminado, com eléctrodos em cada um dos lados do modelo e com 2mm de espessura cada. Este modelo aplicado nos sapatos que utilizamos diariamente, permitiu obter uma potência de 1,3 mW sobre uma resistência de  $250 \text{ k}\Omega$ , para uma frequência de 0,9 Hz. Uma segunda abordagem deste mesmo mecanismo levou à construção do dispositivo apresentado na figura 1.14(b). Este apresentava uma estrutura de dois lados activos, cada um destes lados é composto por um transdutor *Thunder TH-6R* [73]. Estes consistem em elementos compostos por aço inoxidável, PZT e alumínio, os quais eram unidos a elevadas temperaturas por intermédio de um adesivo em poliamida patenteado pela NASA.

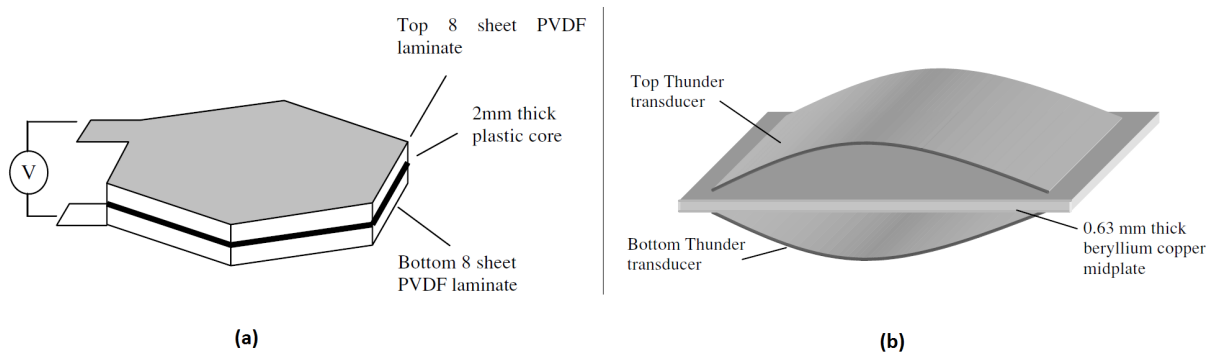


Figura 1.14: Protótipos apresentados pelo MIT. Em (a) versão inicial, em (b), versão aperfeiçoada [43].

A temperatura e os diferentes coeficientes de expansão destes materiais resultam na forma curvada do modelo. Esta forma permite maximizar a deformação dos elemento PZT quando sujeitos a carga. Os resultados demonstraram que para uma frequência de 0,9 Hz, se produz uma potência média de 8,4 mW, sobre uma resistência de 500 k $\Omega$ . Mais tarde, Yoon *et al* [74] estudou em mais detalhe este modelo, pelo que se obtiveram algumas conclusões úteis. Entre elas, que é preferível aumentar a largura de cada um dos transdutores face a um aumento no comprimento. Além disto a espessura de material no centro da "parábola" descrita por cada um dos transdutores deveria ser maximizada de acordo com a capacidade de fabrico e força de compressão disponíveis aquando do ensaio.

Outros mecanismos de geração, baseados no impacto sobre elementos piezoelétricos foram também estudados. Um desses modelos foi desenvolvido por Renault *et al* [75] (figura 1.15 em baixo). O dispositivo é composto por uma massa inercial de 750 mg confinada numa estrutura que permite o seu deslocamento ao longo de um único eixo. As dimensões da massa são de 10 mm largura x 5 mm de espessura x 2 mm de comprimento. A estrutura de suporte apresenta 12 mm de comprimento e 10 mm de largura. A energia é gerada quando a massa embate nos elementos PZT posicionados em cada umas das extremidades da estrutura de suporte.

Os resultados previstos para este tipo de dispositivo apontam para 40  $\mu$ W de potência útil, com base em amplitudes de excitação de 10 cm e a 1 Hz. Também aqui foi possível encontrar mecanismos que recorrem a estruturas em *cantilever* já antes referidas. Um desses dispositivos foi apresentado por Roundy e Wright [76]. O seu modelo pode ser descrito pela definição de viga encastrada, com a adição de existir na extremidade solta uma massa em alumínio e bismuto, a qual permite condicionar a frequência de ressonância do sistema. Este modelo foi produzido com recurso a elementos PZT, os quais apresentam a forma da viga que os suporta estando acoplados a esta na parte superior e inferior. O protótipo analisado apresenta uma frequência de ressonância

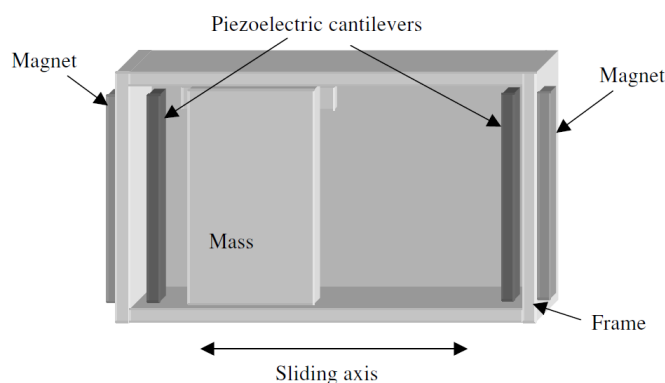


Figura 1.15: Protótipo desenvolvido por Renault *et al* [43].

de 120 Hz produzindo cerca de  $80 \mu W$  sobre uma resistência de  $250 k\Omega$  com uma entrada em aceleração de  $2,5 ms^{-2}$ . Sendo um modelo construtivo bastante simples, revelou resultados bastante concordantes com o modelo matemático que o descreve, permitindo desta forma otimizar este protótipo, mantendo neste caso algumas restrições, entre elas um volume limite de  $1 cm^3$ . Posto isto, dois modelos foram construídos, ambos utilizando elementos PZT presos numa barra de bronze de 0,1 mm de espessura (figura 1.16). Num destes modelos foram utilizados elementos

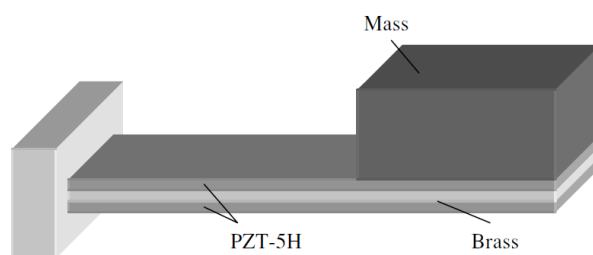


Figura 1.16: por Roundy e Wright [43].

PZT de 0,28 mm de espessura, uma massa em tungsténio de  $17 \times 7,7 \times 3,6$  mm, produzindo um sistema capaz de gerar  $375 \mu W$  para uma aceleração de entrada de  $2,5 ms^{-2}$  a 120 Hz. Este trabalho mostrou, essencialmente, que frequência de ressonância pode ser modelada de acordo com a massa que se encontra suspensa e que o seu valor deve ser maximizado, dentro dos limites dimensionais impostos por um mecanismo deste tipo.

Sistemas *cantilever* foram também analisados quando emparelhados com elementos radioactivos [77]. Este processo, tinha como principal objectivo a geração de energia sem recorrer a fontes de excitação externas ao sistema. O princípio de funcionamento baseia-se nas partículas emitidas por radiação  $\beta^{10}$ , que carregam electrostáticamente uma placa de material condutor. À medida que o campo electrostático cresce, a placa carregada é gradualmente atraída para a fonte de radiação

<sup>10</sup>A radiação beta é uma forma de radiação ionizante emitida por certos tipos de núcleos radioactivos.

até que ocorre contacto entre ambas e o campo criado é dissipado. Nesta altura a placa liberta-se, vibrando à frequência natural e gerando energia através do filme piezoelétrico acoplado a essa mesma placa. O esquema da estrutura pode ser visto na figura 1.17.

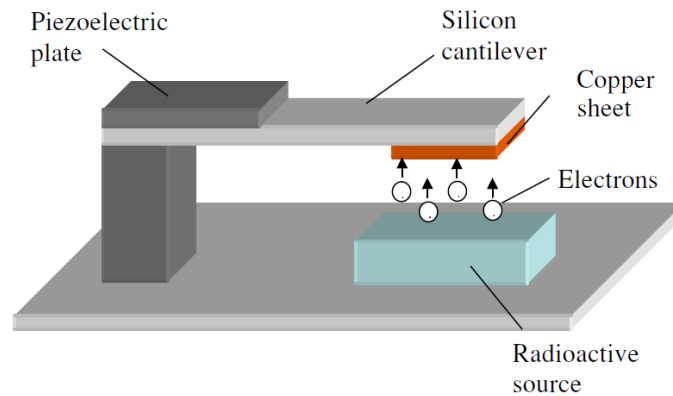


Figura 1.17: Protótipo desenvolvido por Whilst, cuja fonte de excitação do filme piezoelétrico tem origem em elementos radioativos [43].

Diferentes combinações de material, geometrias e tipos de fontes de radiação são preponderantes na capacidade de geração do mecanismo. A título de exemplo, utilizando um filme radioactivo com uma esperança media de vida de 100 anos, acoplado numa placa de silício de 15 mm de comprimento, 2 mm de largura, permite produzir  $16 \mu\text{W}$  de potência de pico, em intervalos de 115 minutos [78]. Com este processo, apresentado por Whilst, surgiu então uma nova proposta de sistemas de geração baseados em filmes piezoelétricos sem a necessidade de estímulo externo por parte do portador do dispositivo.

### 1.2.9 Sistemas baseados em Ultra-Sons

Ultra-sons têm sido amplamente utilizados em aplicações médicas relacionadas com a obtenção de imagens, em problemas ao nível cerebral, oftalmológico, torácico, abdominal, etc. Em contraste com os raios X, os instrumentos de ultra-som destacam-se essencialmente por duas vantagens: a capacidade de obtenção de imagem em tempo real de "objectos" em movimento (por exemplo o coração), assim como evitar danos ao nível dos tecidos pelas radiações envolvidas [79]. Tradicionalmente utilizados como ferramentas de diagnostico e estimulação, estes instrumentos operam fora do corpo humano. O seu método de funcionamento, como o seu próprio nome indica, consiste na emissão de ultra-sons, os quais penetram o corpo humano sendo a informação obtida pelo eco resultante. Uma vez que funcionam por *feedback* permitem obter, para além da imagem, a temperatura de tecidos. Outras aplicações utilizam os ultra-sons como propulsores de elementos piezoelétricos implantados no corpo humano. Quando sujeitos a ultra-sons, os elementos piezo são excitados gerando-se corrente eléctrica, a qual vai realizar o estímulo pretendido no interior do corpo. Uma experiência realizada por Philips *et al* [80], testou a resposta em termos de es-

tímulo obtido em elementos piezo. O ensaio realizado, *in vivo*, utilizou algumas rãs (*American bullfrogs*)(figura 1.18).

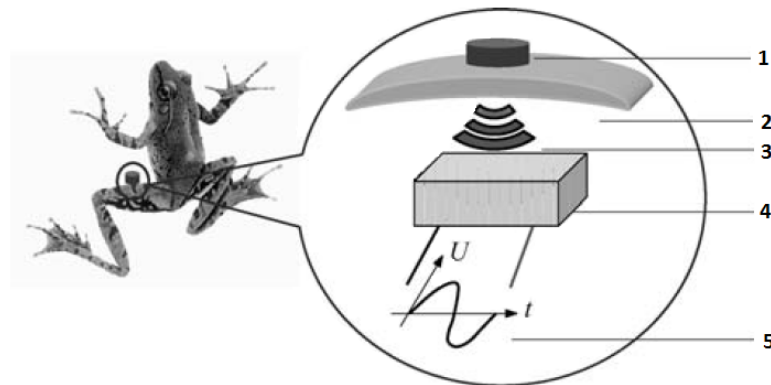


Figura 1.18: Experiência realizada por Philips *et al*: 1-dispositivo emissor ultra-sons; 2-pele onde implantado o dispositivo; 3-ultra-sons; 4-elemento piezo; 5-estimulação obtida [29].

A frequência do ultra-som aplicado foi aproximadamente 2,25 Mhz, com picos médios de intensidade entre 1,0 e 1.25 mW/cm<sup>2</sup> [80]. Os resultados obtidos em termos de voltagem oscilaram entre 1,0 a 1,8 V, os quais são suficientes para recarregar uma bateria, alimentar um circuito de estimulação ou mesmo alimentar outros dispositivos implantáveis. Mais recentemente, Wang *et al.* desenvolveu um nanogerador baseado em ultra-sons [81]. Este nanogerador apresenta uma estrutura composta por nanofios em óxido de zinco alinhados verticalmente e, colocados debaixo de um eléctrodo de metal, com uma forma irregular (em zigzag) (figura 1.19). O eléctrodo apresenta sobre

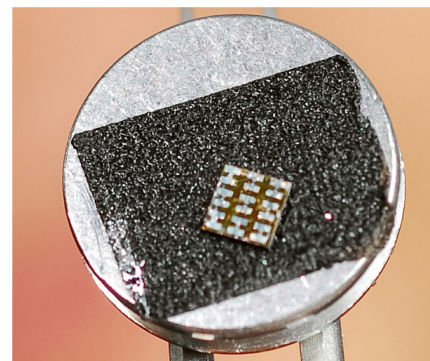
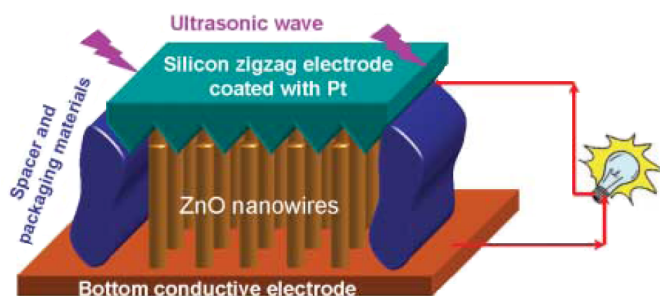


Figura 1.19: Esquema do nanogerador desenvolvido por Wang *et al* [81].

ele uma ranhura. Nesta situação, ultra-sons que atravessam a ranhura "conduzem" o eléctrodo, que oscila acima e abaixo. Este movimento força a vibração e/ou flexão dos referidos nanofios. Estes, por sua vez encontram-se acoplados a material piezoelétrico, convertendo a energia mecânica em energia eléctrica. O referido ensaio provou, mais uma vez, a capacidade de geração de energia por ultra-sons, sendo uma potencial solução para dispositivos à escala nano. Este processo apresenta,

contudo, algumas dificuldades nomeadamente a caracterização das ondas a aplicar (frequência e intensidade). Se demasiado intensas, tendem a penetrar mais profundamente no corpo humano, no entanto distribuindo-se sobre uma vasta área para além do "alvo" pretendido. Pelo contrário, se pouco intensas são fáceis de "focar" relativamente ao alvo, no entanto não atingem a profundidade pretendida.

### 1.3 Análise comparativa entre as diferentes soluções

Uma vez apresentadas algumas das soluções já estudadas e em determinados casos até aplicadas enquanto sistemas de geração de energia eléctrica para IMDs, fica subjacente a necessidade de efectuar, dentro do possível (nem todos os modelos apresentados foram desenvolvidos com o propósito de utilização em IMDs), uma comparação e análise de possíveis soluções que respondam aos objectivos deste trabalho.

Começando pelas baterias, estas não são de facto uma opção se pensarmos em alguns dos requisitos que pretendemos retirar de um sistema de geração: longo período de funcionamento (teoricamente ilimitado ou pelo menos equivalente à esperança média de vida de um ser humano), garantia de estanquicidade, biocompatibilidade, etc. De facto, não sendo uma alternativa, podem ser vistas como um complemento a qualquer sistema que venha a ser estudado ou desenvolvido no futuro. Este tipo de fonte de energia permite o funcionamento em períodos em que um eventual sistema de geração esteja inactivo ou se o sistema de geração se apresentar como uma fonte de energia incapaz de prover energia suficiente ao sistema a ser alimentado em tempo real. Nesta situação, baterias seriam carregadas até determinado ponto, o qual permitiria operar de forma intermitente/temporária dispositivos que poderiam ser de recolha ou transmissão de dados.

Em relação aos sistemas de funcionamento por radio frequência, estes são provavelmente aqueles que maior quantidade de energia fazem chegar aos sistemas de aquisição, processamento e transmissão de dados. De facto são, segundo Donelan *et al*, no texto já apresentado atrás, capazes de extrair e fornecer, a partir do movimento, alguns watts de potência. Porém, estes sistemas apresentam uma grande desvantagem, a necessidade de equipamento a funcionar externamente ao corpo humano, condicionando a sua imediata escolha. No entanto as suas características são importantes no que refere ao processo de obtenção de energia, pois se eventualmente miniaturizados e adaptados enquanto sistemas capazes de funcionar no interior do corpo humano, podem revelar-se numa boa alternativa.

Os sistemas ópticos de transmissão de energia apresentam o mesmo tipo de problema do anterior processo, dependem de mecanismos externos ao corpo humano, aliando a isso uma menor capacidade de transmissão de energia.



Em relação aos sistemas termoeléctricos, são uma alternativa que requer alguma atenção, pois têm algumas características que os favorecem, entre elas a capacidade de serem implementados em qualquer parte do corpo e praticamente garantirem que alguma energia é gerada pelo seu processo. É um sistema que claramente depende de gradientes de temperatura e se colocados no corpo humano certamente conseguirão extrair alguma energia, ainda que, esta seja maximizada quando o dispositivo estiver em contacto com o corpo humano e o mais próximo possível da pele para maximizar o gradiente de temperatura.

O processo de geração baseado na indução magnética corresponde a um dos mais utilizados até hoje para a obtenção de energia. É um dos tipos de fonte de energia mais fiável e tecnicamente mais estudada. Apesar da teoria inerente ao processo de indução ter uma base comum nos mais diversos dispositivos, na prática existem muitíssimas formas de concretização deste processo, o que o torna numa das melhores alternativas para responder aos objectivos deste trabalho. As propostas apresentadas constituem uma amostra do processo indutivo. Inicialmente são apresentadas algumas das soluções já estudadas enquanto sistemas de geração para IMDs, com elas destacam-se vantagens como: a potência produzida, a facilidade de fabrico e consequentemente o custo final para um eventual portador do dispositivo. Estes processos demonstram um problema comum e já referido neste tipo de sistemas, a necessidade de mecanismos externos ao corpo humano. Ainda neste grupo, os dispositivos apresentados de seguida (sistemas que aproveitam a energia dos movimentos), são uma diferente abordagem, que procura solucionar alguns dos problemas anteriores. No geral, apresentam reduzidas dimensões e formas variadas, porém requerem uma frequência de vibração, que ultrapassa em muito a frequência obtida pelos movimentos humanos. Com estas propostas fica pendente a necessidade de encontrar mecanismos que consigam conjugar baixas frequências de excitação, reduzidas dimensões e uma boa capacidade de geração. Pelos factos revistos, esta constitui uma das soluções a analisar.

Uma outra alternativa passa pela utilização de mecanismos piezoeléctricos. De facto, os materiais piezoeléctricos vêm sendo cada vez mais utilizados, nas mais diversas aplicações. As suas propriedades permitem que estes sejam aplicados quer como sensores, quer como geradores de energia, quer como actuadores. Para além disso, permitem a criação de dispositivos de geração com as mais diversas formas, ainda que o processo base assente na compressão/descompressão. Pela análise de experiências já realizadas, são de facto sistemas com uma boa capacidade de geração de energia, apresentando no entanto alguns problemas quando estão dependentes de movimentos a baixas frequências, como é o caso dos movimentos impostos pelo ser humano. Nestas circunstâncias apresentam comportamento essencialmente capacitivo, requerendo circuitos de rectificação e tratamento de sinal produzido, cujo dimensionamento não é directo. Apesar disso, ensaios experimentais demonstraram que este tipo de material apresenta uma boa longevidade, para elevado

numero de ciclos, demonstrando pequena degradação das suas propriedades.

Os sistemas baseados em ultra-sons caracterizam-se por um processo não evasivo para o seu portador e, segundo ensaios realizados por uma boa capacidade de transmissão de energia, quando correctamente controladas variáveis como frequência e intensidade das ondas aplicadas. De facto, apesar deste processo apresentar algumas vantagens, também ele depende de sistemas externos ao corpo humano, os quais se pretendem evitar no estudo desenvolvido neste trabalho.

Tendo em conta o exposto, destacam-se eventuais soluções, entre elas o recurso a materiais piezoeléctricos, termoeléctricos e também mecanismos de funcionamento por indução magnética.

## Capítulo 2

# Projecto estrutural e aspectos construtivos

Tendo em conta os processos de geração estudados e apresentados anteriormente, três propostas foram admitidas como possíveis soluções, dado o padrão de dispositivo pretendido. Estas propostas serão agora descritas mais detalhadamente, partindo da ideia inicial, até ao modelo final obtido.

### 2.1 Sistemas de geração propostos - aspectos gerais

Utilizado o processo de indução magnética como forma de conversão de energia cinética em energia eléctrica, dois processos foram delineados. O primeiro sistema, baseado na definição de sistema massa-mola-amortecedor descrito anteriormente, pretendia, através de uma mola de baixa rigidez e de uma massa a ela acoplada (o íman) criar um sistema de oscilação impulsionado por um qualquer movimento da perna face ao tronco. A oscilação do íman descreveria um movimento de translação face a um enrolamento. Este movimento criaria um campo magnético variável em relação a cada espira, traduzindo-se numa força electromotriz. Na figura 2.1, é possível verificar o tipo de estrutura prevista para este sistema de geração.

O segundo sistema de indução proposto, também assente no movimento, requer que este seja mais específico, idealmente pretende-se aqui converter o efeito de rotação fémur face ao acetábulo<sup>1</sup> em energia eléctrica. Neste modelo propõe-se que o componente da prótese, implantado no acetábulo, encontre-se magnetizado, ou seja, que exista um fluxo magnético constante a percorrer diametralmente a superfície côncava deste componente.

---

<sup>1</sup>Acetábulo, corresponde à cavidade articular profunda do osso ilíaco (osso primário que compõe a maior parte do osso da bacia e é divisível em duas partes, o corpo e a asa) que recebe a cabeça do fémur.

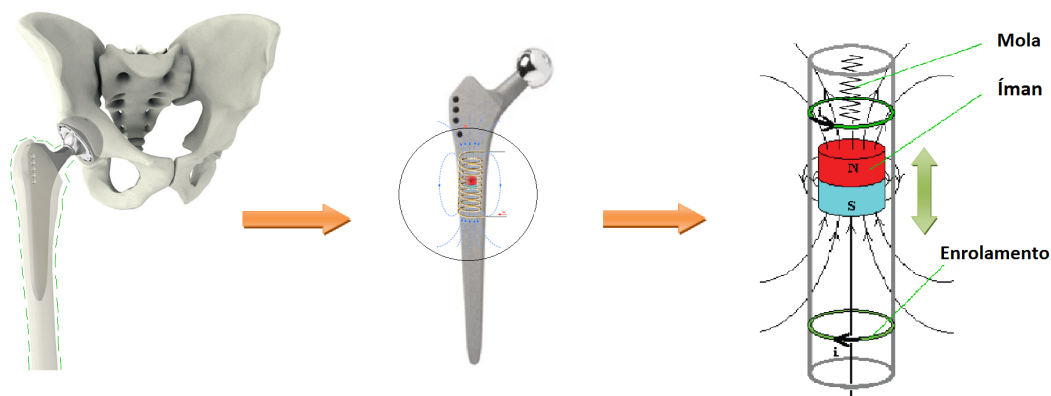


Figura 2.1: Esquema do mecanismo massa-mola-amortecedor, baseado no processo de indução.

Posto isto, pretende-se colocar um enrolamento no interior da "cabeça" esférica de uma prótese. Quando efectuado um movimento, em que a "esfera" desliza dentro deste campo magnético, provocar-se-á variação do fluxo magnético sobre o enrolamento, produzindo-se uma força electromotriz. Para melhor compreender o processo, segue-se uma figura que representa o modelo conceptual proposto nesta etapa do trabalho (figura 2.2).

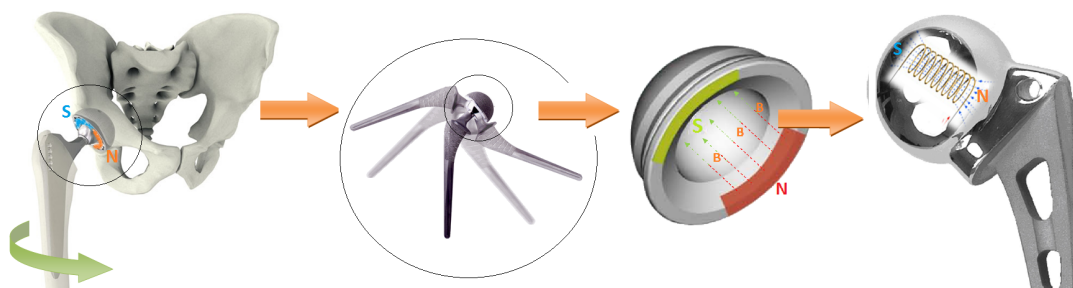


Figura 2.2: Esquema do mecanismo de indução baseado no movimento de rotação do fémur.

Para o terceiro sistema considerado, propõe-se o recurso a elementos piezoeléctricos. O processo previsto procura retirar a energia através do efeito de compressão/descompressão aplicado sobre a prótese, ou seja aproveitar as condições periódicas de carregamento e descarregamento quando o portador se desloca (figura 2.3). Em termos de implantação, ambos os sistemas apresentam diversas dificuldades construtivas dado o reduzido espaço, forma do suporte disponível (o modelo de prótese de suporte deve ser capaz de albergar todos os sistemas previstos, quer como forma de possibilitar o teste de ambos os sistemas em simultâneo) e ainda a necessidade de prever um sistema que ofereça requisitos de implantação como biocompatibilidade e estanquicidade.

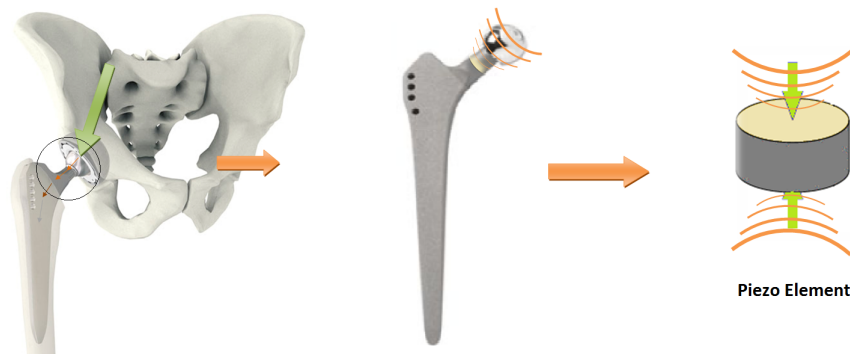


Figura 2.3: Mecanismo de geração com recurso a elementos piezoelétricos.

## 2.2 Aspectos dimensionais e de forma

Uma vez descritos, em traços gerais, os três sistemas de geração propostos, surge também a necessidade de analisar e desenvolver a sua estrutura de suporte, a prótese propriamente dita. Esta estrutura necessita de corresponder a diversos requisitos dos sistemas de geração a serem colocados no seu interior, assim como estes devem apresentar dimensões específicas para evitar o seu sobredimensionamento. Posto isto, a primeira etapa a ser realizada foi a análise do posicionamento mais adequado de cada um dos sistemas de geração na prótese. Este posicionamento irá influenciar directamente a forma e dimensões a serem adoptadas na prótese.

Para o primeiro sistema de geração atrás referido, o sistema massa-mola-amortecedor, constatou-se que o melhor local de posicionamento seria o corpo da prótese, nomeadamente a zona que "mergulha" no fémur, dado se tratar daquela que tipicamente se encontra mais verticalizada, possibilitando uma diminuição do atrito mecânico da massa (o íman) com as paredes do tubo onde desliza.

Para o segundo sistema indutivo exposto, dado o tipo de movimento analisado para o processo de geração, este teria obrigatoriamente de se encontrar colocado na esfera da prótese. Porém, apenas metade desta esfera se encontra em contacto com a calote esférica implantada no acetábulo, ou seja, sujeita ao campo magnético. Desta forma, a escolha recaiu em utilizar apenas metade da esfera da prótese para a colocação da bobine, a restante ficaria assim disponível.

Em relação ao terceiro processo a testar, com material piezoelétrico, optou-se por coloca-lo distribuído parcialmente entre duas estruturas, a esfera e o "pescoço" da prótese. A sua escolha não foi directa, dadas as dificuldades de obter um sistema de compressão sem que ocorram translações ou deslocamentos, ou que estes sejam muito reduzidos. Esta escolha baseou-se, em grande parte no processo típico de encaixe entre o corpo da prótese e a respectiva esfera. Neste momento procedeu-

se ao estudo e pesquisa das dimensões tradicionalmente utilizadas ao nível da esfera, "pescoço" e "corpo" da prótese. Da pesquisa efectuada foi possível encontrar informação que permite desenvolver os vários componentes, que não sendo modelos standard aproximam-se e respeitam, no geral, os aspectos dimensionais requeridos neste tipo de implante.

Relativamente ao corpo da prótese, a sua forma e dimensões encontram-se baseadas num modelo já existente e tradicionalmente utilizado por um grande fabricante de dispositivos implantáveis, a Zimmer. O modelo em causa denomina-se *Metabloc<sup>TM</sup> Stem*. As dimensões recolhidas, não descrevendo exaustivamente o modelo, permitem no entanto traçar as linhas base à construção de um protótipo simplificado capaz de responder às exigências pretendidas neste trabalho. As dimensões que agora se apresentam são relativas a um tamanho médio dentro da gama disponível para este modelo.

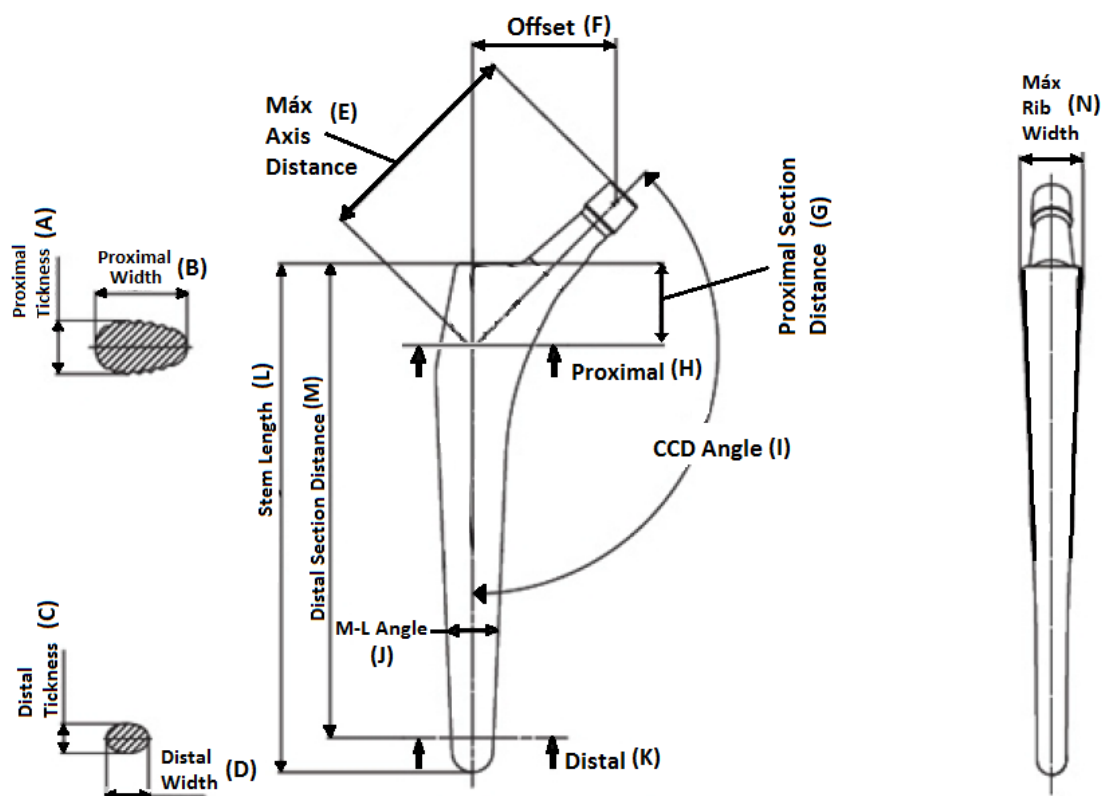


Figura 2.4: Descrição das dimensões conhecidas para o modelo *Metabloc<sup>TM</sup> Stem*. [82].

Tabela 2.1: Dimensões do modelo *Metabloc<sup>TM</sup> Stem*, da Zimmer [82].

Letra	A	B	C	D	E	F	G	I	J	L	M	N
Dimensão (mm)	21	28,4	8,3	11,4	70	47,1	26,1	134,5°	5°	162	151,8	23,1

No que diz respeito às dimensões da esfera e "pescoço", segundo a literatura, foi possível encontrar uma relação entre estas dimensões e a amplitude do movimento permitido entre a prótese e o componente implantado no acetábulo. Estas dimensões pretendem dar resposta a questões como: encontrar as menores dimensões possíveis para o implante que permitam sacrificar a menor quantidade de osso possível do paciente; permitir uma amplitude de movimentos o mais próxima possível da gama conseguida em condições normais (sem implante); garantir a não libertação de partículas durante o contacto e deslizamento entre superfícies e a resistência destas a alterações na orientação e intensidade de carga.

Sabe-se porém, que nenhuma destas questões pode ser resolvida em separado. No entanto, existem algumas regras que podem ser tidas em conta na escolha das dimensões: se escolhido um componente acetabular de menor espessura, mecanicamente será necessária uma esfera de maior diâmetro. Em relação à amplitude do movimento, esta depende do aumento do rácio entre o diâmetro da esfera e o diâmetro do pescoço. Matematicamente estas dimensões podem ser relacionadas pela expressão 2.1. Na expressão,  $a$  corresponde a amplitude do movimento permitida em função dos diâmetros referidos. Na tabela 2.2 são apresentados alguns dos valores de referência para as dimensões da esfera e "pescoço" da prótese. De notar que com os valores apresentados na

$$a = 2\arccos \frac{\phi_{Neck}}{\phi_{Ball}} \quad (2.1)$$

Tabela 2.2: Dimensões tipicamente utilizadas na esfera e "pescoço" de uma prótese da anca [83].

Diameters		Range of motion Degrees (a)
Ball (mm)	Neck (mm)	
26	12	125
30	12	133
30	15	120
32	15	124
38	27	89

última linha da tabela, um eventual paciente não consegue alternar pacificamente entre a posição direita em pé e a posição sentado, sem que o "pescoço" contacte com o "anel" do componente acetabular. Com base nestes valores e nas problemáticas referidas foram definidos os valores que se seguem. Para a esfera, a utilização de um diâmetro de 28 mm. Já nas dimensões a atribuir ao "pescoço", estas sofreram algumas alterações desde a fase inicial até à fase de construção do modelo físico. Estas alterações tiveram origem nas diferentes configurações inicialmente definidas para o sistema de geração que utiliza elementos piezoeléctricos. Definidas as configurações finais, foi necessário utilizar dois componentes, os quais formam o "pescoço" da prótese. As dimensões exteriores aqui aplicadas foram de 13 e 14,5 mm de diâmetro (ver figura 2.5 em baixo). Esta prótese foi desenvolvida exclusivamente para o teste de geração de energia. Procurou-se utilizar as dimensões e forma de uma prótese existente e comercializada no mercado.

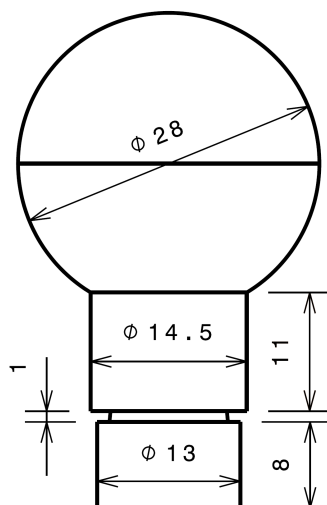


Figura 2.5: Dimensões da esfera e "pescoço" da prótese.

Na etapa seguinte foram modelados os diversos componentes com base nas dimensões citadas. O software utilizado foi o *CATIA*<sup>®</sup> pois disponibiliza as várias ferramentas pretendidas: modelação, desenho de construção e simulação. Na imagem seguinte (figura 2.6) é possível visualizar os vários componentes obtidos. Uma vez modelados, estes foram montados entre si e posteriormente aplicados num modelo computacional do fémur. Este modelo do fémur foi desenvolvido em trabalhos anteriores realizados no Departamento de Eng. Mecânica e, as suas dimensões referem-se a um indivíduo de estatura média. Em termos de análise, podem definir-se duas etapas. A primeira consistia em verificar no modelo as zonas de sobredimensionamento da prótese, ou seja, zonas onde fossem ultrapassadas as dimensões da componente esponjosa do fémur sendo necessário remover a componente cortical. Esta situação, na prática, revelar-se-ia muito prejudicial para o paciente, dada a grande redução de resistência que implicaria no fémur.



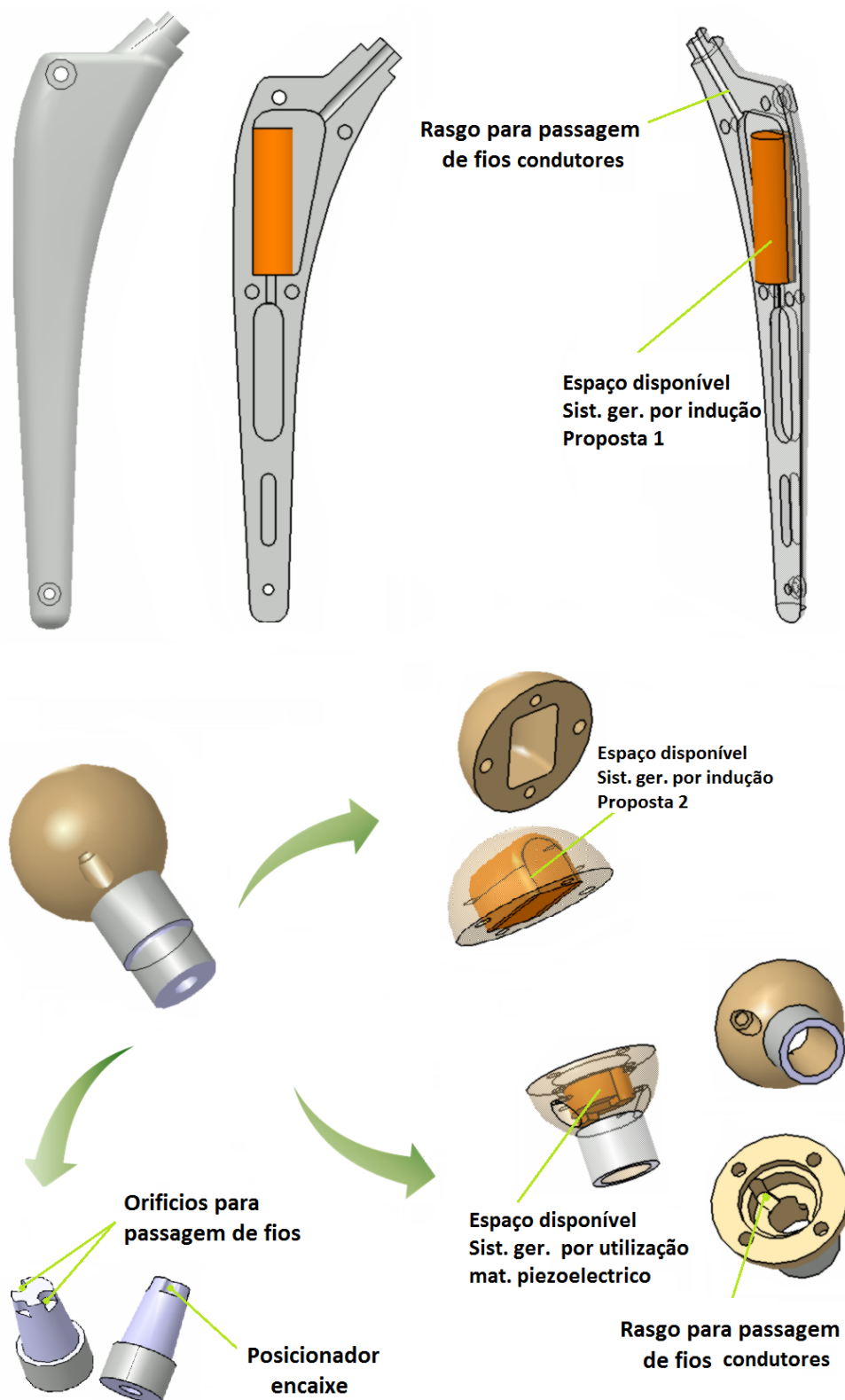


Figura 2.6: Componentes femurais da prótese modelados.

A segunda etapa consistia numa análise de resistência estrutural, que não sendo profunda procurava mostrar como se comportariam os componentes quando sujeitos a um carregamento, isto é verificar possíveis pontos de rotura e zonas de sobre ou subdimensionamento. No grupo de componentes analisados incluem-se apenas aqueles que servem de suporte aos sistemas de geração. Esta escolha prende-se com a função específica dos diversos componentes, os sistemas de geração não devem ficar sujeitos a esforços, a menos que o próprio esforço seja um dos requisitos do mecanismo de geração. Considerando o movimento normal de caminhar cuja resultante da força aplicada no fémur é aproximadamente 290% BW (*Body Weight*) [84], tendo em conta a massa de um indivíduo de estatura média (aprox. 75 kg) obtém-se uma magnitude de 2155 N. O método de aplicação passou por decompor este valor segundo três componentes, de acordo com o seu "peso" específico [84].

Em relação ao tipo de elemento utilizado na malha, dado que estamos perante objectos tridimensionais isto é, volumosos, são preferíveis elementos sólidos. O software utilizado possui dois tipos de elementos sólidos, um com estrutura linear e outro com estrutura parabólica, ambos num formato tetraédrico. Os elementos tetraédricos do tipo linear são mais "leves" computacionalmente, no entanto produzem resultados menos precisos. Por outro lado, os elementos parabólicos exigem maiores recursos computacionais, porém produzem resultados mais precisos. Estes últimos, têm ainda a vantagem de se adaptar melhor a superfícies curvas, pelo que são aconselhados para objectos de formas mais complexas. Posto isto foram utilizados elementos tetraédricos do tipo parabólico. Definido o tipo de elemento foram feitos sucessivos refinamentos de malha, para a obtenção de um equilíbrio entre precisão de resultado e *performance* de cálculo.

A análise efectuou-se fixando o fémur numa zona afastada daquela que corresponde à aplicação da prótese e sem os componentes de geração no seu interior. Os resultados obtidos podem ser vistos na figura 2.7. A partir deles podem-se identificar as zonas críticas da estrutura da prótese e eventuais pontos de fadiga. Neste caso considerando a tensão de cedência do material (duro-alumínio) de 295 MPa [85], o modelo não ultrapassará o limite elástico, como se pretende ( $177 \text{ MPa} < 295 \text{ MPa}$ ). Feitas estas análises, passou-se à fase de produção. Os resultados, face aos diversos componentes modelados computacionalmente, podem ser vistos na secção seguinte.

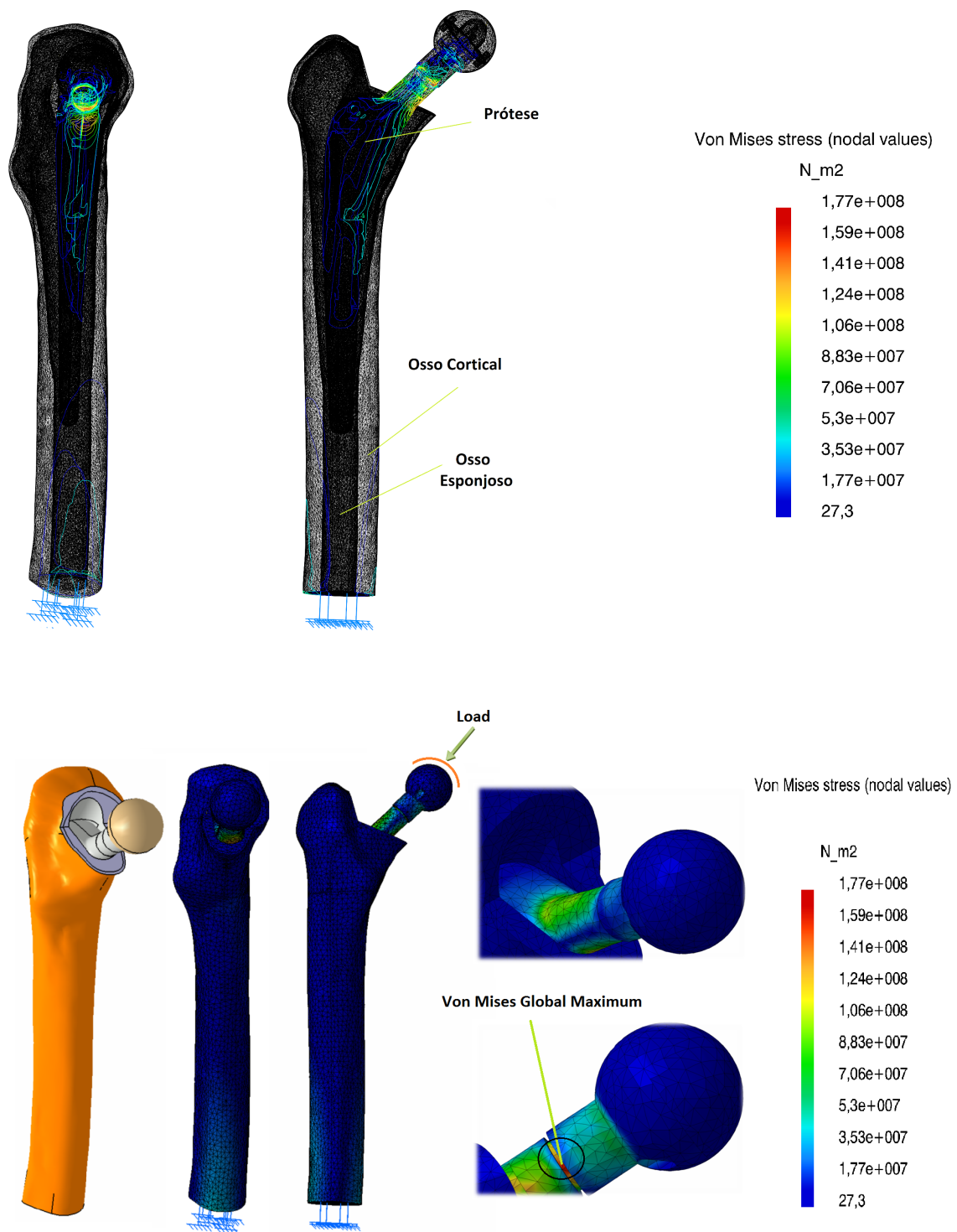


Figura 2.7: Distribuição de tensões, no fêmur e prótese.

## 2.3 Protótipos obtidos

Como já foi referido, vários componentes foram desenvolvidos para efeitos de teste dos sistemas de geração. Para tal foram necessários vários materiais. Os modelos desenvolvidos tiveram diversas fases de desenvolvimento, sendo por vezes necessário simplificar a estrutura que se pretendia desenvolver e, em último recurso, alterar o processo que visava extrair a energia. Sendo este um trabalho com carácter inovador, uma das primeiras etapas passou por analisar quais as melhores soluções para extrair energia de uma fonte com características muito específicas, o ser humano. Nesta secção mostrar-se-á o resultado dessas etapas.

### 2.3.1 Componentes estruturais

Começando pelos componentes de carácter estrutural, ou seja, aqueles cuja função é o suporte, a matéria prima utilizada foi o duro-alumínio. O motivo da sua escolha deveu-se às suas propriedades nomeadamente: ser leve, mais resistente que uma liga comum de alumínio (a tensão de cedência é cerca de 295 MPa e a tensão limite de fadiga cerca de 260 MPa [85]), ser fácil de trabalhar e apresentar um custo acessível. Neste grupo de componentes englobam-se o corpo da prótese, a esfera e o "pescoço". Foram ainda desenvolvidos alguns componentes extra. Estes permitiram o suporte da prótese na máquina de simulação e, podem ser visualizados mais à frente na figura 4.2. Os componentes que compõem a parte superior da prótese, isto é, a meia calote superior, inferior e o "pescoço" da prótese foram desenvolvidos em duro-alumínio pelas razões já mencionadas. Os resultados obtidos podem ser visualizados na figura 2.8.



Figura 2.8: Componentes esfera e "pescoço" da prótese.

Quanto ao modelo do corpo da prótese este vai ao encontro daquilo que já foi apresentado anteriormente no que respeita a dimensões e forma exterior. Também aqui foi utilizado o duro-alumínio como material de fabrico. O resultado pode ser visto na figura 2.9.



Figura 2.9: Etapas de fabrico do "corpo" da prótese.

### 2.3.2 Componentes "activos"

Os componentes denominados "activos" correspondem a todos aqueles cuja função está directamente relacionada com o processo de geração. Cada um destes sistemas é composto por vários elementos. Começando pelo sistema massa-mola-amortecedor, a sua construção passou pela aplicação dos seguintes materiais:

- Fio de cobre revestido - Foi escolhido por apresentar baixa resistência eléctrica específica em torno de  $1,72 \times 10^{-8} \Omega \text{m}$ . A secção apresenta um diâmetro 0,1 mm;
- Teflon - Este material foi escolhido na sua forma tubular dada a necessidade de obter uma bobine com núcleo de ar. Uma outra característica que levou à sua escolha foi o baixo coeficiente de atrito no contacto com outros materiais;
- Íman - Hoje em dia, são vários os materiais utilizados no fabrico de ímanes permanentes, porém a sua escolha recaiu nos ímanes de Neodímio. Esta escolha deve-se essencialmente à sua boa relação peso/indução (para o íman em causa a densidade do fluxo magnético é cerca de 1,22 T).
- Mola - Dada a aplicação em causa dois parâmetros da mola foram requeridos. Em primeiro a baixa rigidez tornando-a sensível aos pequenos impulsos fornecidos pelo portador (a rigidez aproximada da mola utilizada é cerca de 2,45 N/m, com utilização de fio de 0,2 mm de secção e com um

diâmetro exterior do enrolamento da mola de 5 mm). O segundo requisito está relacionado com as suas propriedades magnéticas. Uma vez que esta apresenta baixa rigidez era necessário que fosse imune ao campo magnético do íman, evitando assim ficar "atraída" quando em contacto com este.

A Figura 2.10 que se segue permite descrever o mecanismo desenvolvido.



Figura 2.10: Sistema de geração massa-mola-amortecedor.

O segundo sistema de geração, baseado no movimento relativo da esfera da prótese face ao componente acetabular recorreu a materiais semelhantes aos utilizados no sistema massa-mola, porém com diferenças no que refere às dimensões. Neste sistema, foi necessário recorrer a um elemento suplementar, um íman de maiores dimensões, no qual foi maquinada uma calote esférica. Esta calote tinha como função representar o componente acetabular, neste caso permanentemente magnetizado. O posicionamento da bobine utilizada neste sistema pode ser visto na figura 2.11 (A bobine apresentada é apenas ilustrativa sendo que foi utilizada a bobine representada na figura 2.12).

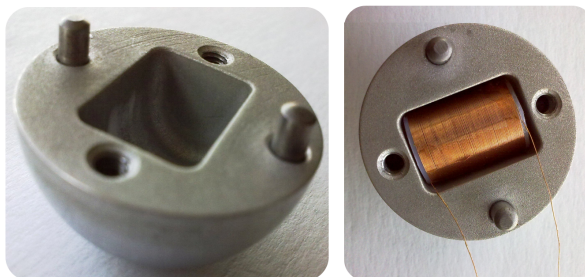


Figura 2.11: Sistema de geração baseado no movimento relativo da prótese face ao componente acetabular.

Para o terceiro sistema proposto, sistema com base na utilização de material com propriedades



piezoelétricas, utilizou-se um componente conhecido por *buzzer* ou alternativamente por *Piezo-electric Diaphragms*. O modelo utilizado foi o 7BB-12-9 do fabricante *muRata*. A sua escolha teve como base as características dimensionais, forma, assim como o seu preço acessível e relativa facilidade de aquisição. Este sistema pode ser visto na figura 2.12

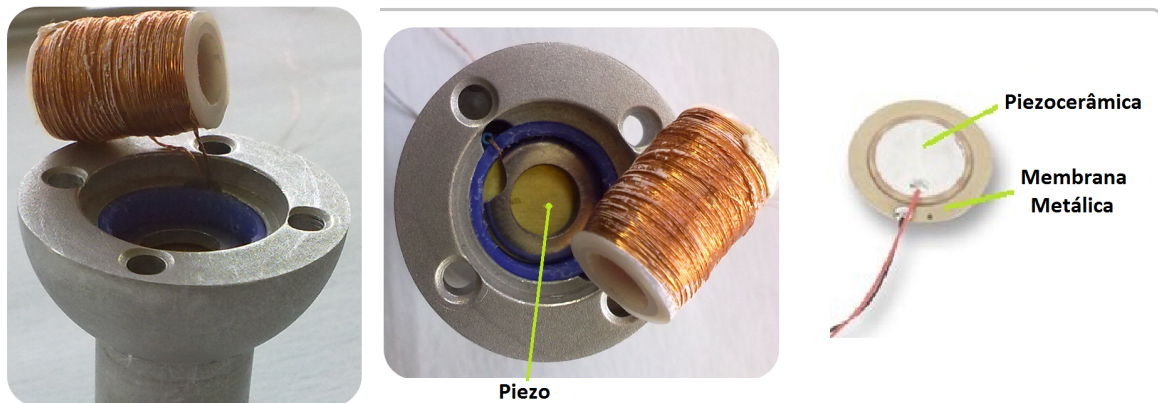


Figura 2.12: Sistema de geração baseado na compressão de componentes com propriedades piezo-eléctricas.

Feita a apresentação dos diversos componentes segue-se o resultado final, o qual pode ser visto na figura 2.13.

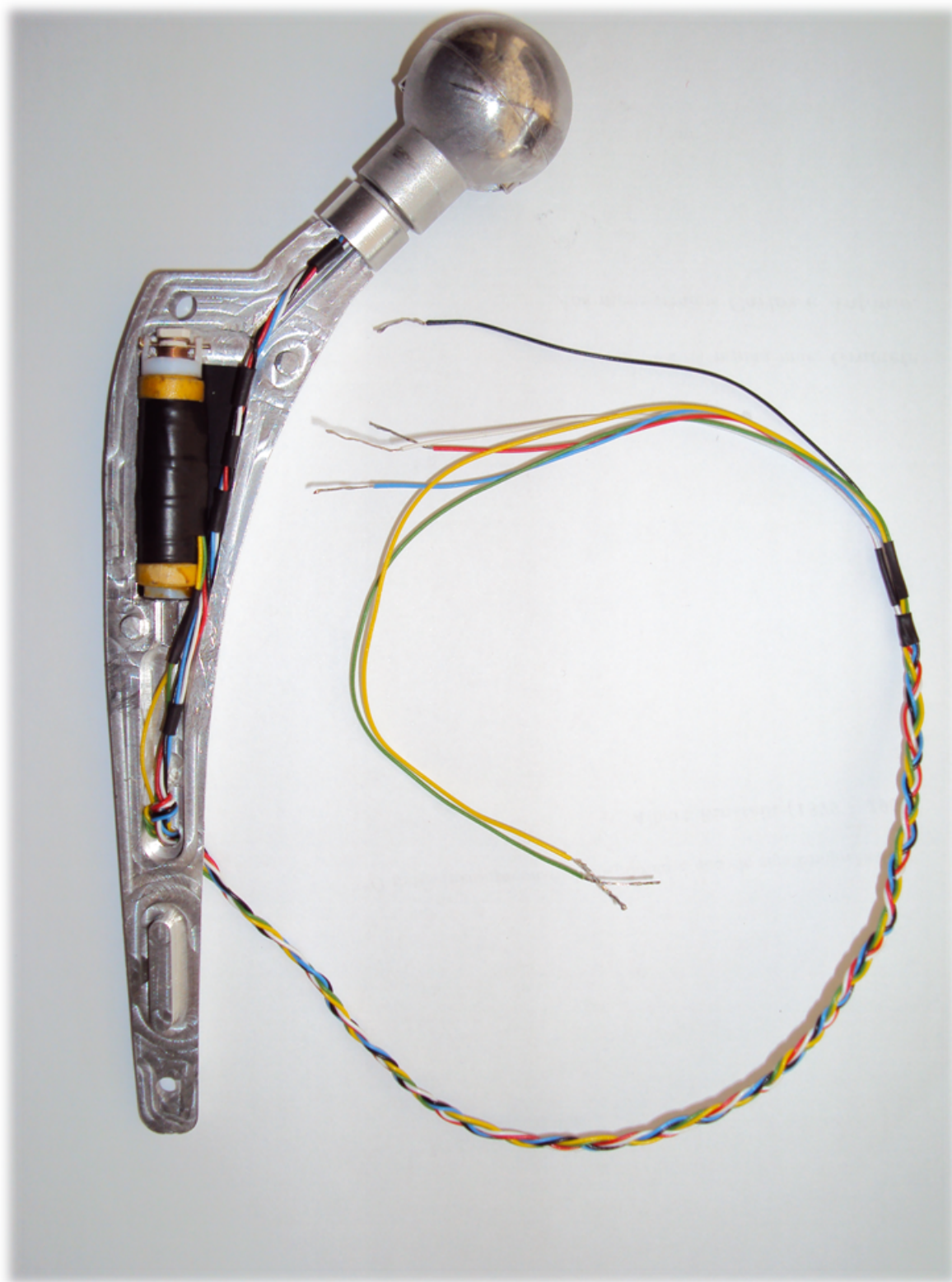


Figura 2.13: Protótipo completo da prótese da anca com os vários sistemas de geração de energia eléctrica.



## Capítulo 3

# Descrição analítica do sistema massa-mola-amortecedor

Neste capítulo procura-se descrever um dos sistemas de geração com base na definição de equações, cuja origem assenta em restrições, nos parâmetros de entrada e características físicas do sistema. O modelo que se apresenta é uma tentativa de prever um comportamento, cujo conhecimento será uma mais valia para a sua optimização.

Neste processo de geração podem-se destacar duas "etapas". A primeira, corresponde à descrição mecânica do sistema no qual é fornecido um impulso mecânico como entrada, obtendo na saída uma variação da posição segundo um dos eixos do sistema (translação). Na segunda "etapa" processa-se a geração de energia, tendo como entrada a variação da posição e, como saída a força electromotriz.

O gerador é composto por uma massa  $m$  acoplada a uma mola de rigidez  $k$ . Este transdutor é retratado como um amortecedor porque a conversão de energia mecânica em eléctrica amortece/atenua o movimento descrito pela massa  $m$ . Este comportamento vai ao encontro do conceito de força contra-electromotriz. A corrente induzida no enrolamento, terá um sentido tal que se opõe à causa que lhe deu origem, portanto o "atenuar" do movimento do íman. O modelo esquemático deste mecanismo pode ser visto na figura 3.1.

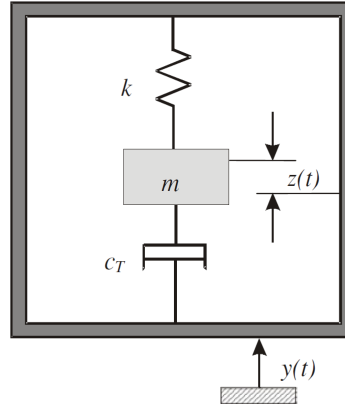


Figura 3.1: Esquema genérico de um sistema massa-mola-amortecedor [86].

Para esta análise, assume-se que a massa da fonte de vibração é muito superior à massa do gerador, pelo que o portador do sistema não será afectado pela sua presença. A equação diferencial que caracteriza este sistema pode ser derivada das forças dinâmicas que actuam sobre a massa  $m$ . Se o gerador é excitado com uma sinusóide  $y(t) = y \sin(\omega t)$ , em que  $y$  corresponde à amplitude, e  $\omega$  à frequência da onda, cria-se um movimento relativo do íman face à bobine, descrito por  $z(t)$  [43]. A equação diferencial que descreve este movimento é dada por:

$$m\ddot{z}(t) + c\dot{z}(t) + kz = -m\ddot{y}(t) \quad (3.1)$$

Onde:

$m$  - Massa suspensa;

$c$  - Coeficiente de amortecimento global, representa as perdas, isto é, o atrito mecânico conjuntamente com os efeitos da força contra-electromotriz.

Se à equação 3.1 aplicarmos as Transformadas de Laplace (domínio  $s$ ):

$$ms^2z(s) + csz(s) + kz(s) = -ms^2y(s) \quad (3.2)$$

Uma vez que, a entrada do sistema é  $y(s)$  e a saída é  $z(s)$ , pode-se definir a função de transferência do sistema como sendo:

$$G(s) = \frac{z(s)}{y(s)} = \frac{-s^2}{s^2 + \frac{c}{m}s + \frac{k}{m}} \quad (3.3)$$

O sistema assim definido, conduz ao seguinte diagrama de blocos:

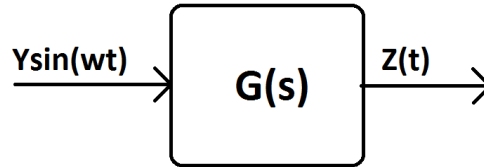


Figura 3.2: Diagrama de blocos do sistema.

Se com base neste diagrama, se representar a resposta em frequência:

$$z(t) = y |G(jw)| \sin(wt + \arg(G(jw))) \quad (3.4)$$

Desenvolvendo individualmente as expressões para o  $|G(jw)|$  e, para o argumento  $\arg(G(jw))$ :

$$G(jw) = \frac{-(jw)^2}{(jw)^2 + \frac{c}{m}jw + \frac{k}{m}} \quad (3.5)$$

$$|G(jw)| = \frac{w^2}{\left(\frac{k}{m} - w^2\right)^2 + j\frac{cw}{m}} = \frac{w^2}{\sqrt{\left(\frac{k}{m} - w^2\right)^2 + j\frac{cw}{m}}} \quad (3.6)$$

$$\arg(G(jw)) = -\arctg \frac{\frac{cw}{m}}{\frac{k}{m} - w^2} = -\arctg \frac{cw}{k - w^2m} \quad (3.7)$$

Substituindo as expressões obtidas, na equação 3.4:

$$z(t) = \frac{w^2}{\sqrt{\left(\frac{k}{m} - w^2\right)^2 + \left(\frac{cw}{m}\right)^2}} y \sin\left(wt - \arctg\left(\frac{cw}{k - w^2m}\right)\right) \quad (3.8)$$

Considerando que  $w_n = \sqrt{\frac{k}{m}}$  e que  $\frac{c}{m} = 2\zeta w_n$  obtém-se:

$$z(t) = \frac{w^2}{\sqrt{(w_n^2 - w^2)^2 + (2\zeta w_n w)^2}} \sin\left(wt - \arctg\left(\frac{2\zeta w_n w}{w_n^2 - w^2}\right)\right) \quad (3.9)$$

Onde:

$w_n$  - Frequência natural;

$\zeta$  - Coeficiente de amortecimento (dado se tratar-se de um sistema de segunda ordem, com um par de pólos complexos conjugados);

Aplicando, para efeitos de cálculo a seguinte atribuição:

$$Amp = \frac{w^2}{\sqrt{(wn^2 - w^2)^2 + (2\zeta w_n w)^2}} \quad (3.10)$$

$$\phi = \arctg\left(\frac{2\zeta w_n w}{w_n^2 - w^2}\right) \quad (3.11)$$

Se for tido em conta que a potência "dissipada" no amortecedor é obtida por:  $P = Fv$ , em que  $F$  corresponde à força e  $v$  à velocidade. Sabendo que  $F = cv$  e que  $v = \dot{z} = \frac{dz}{dt}$  a expressão da potência será  $P = c\dot{z}^2 = c\dot{z}^2$ . Efectuando o cálculo de  $\dot{z}$ :

$$\dot{z} = \frac{dz(t)}{d(t)} = w.Amp.y.cos(wt - \phi) \quad (3.12)$$

Substituindo o valor de  $\dot{z}$  na expressão de cálculo da potência:

$$P = c\dot{z}^2 = cw^2 Amp^2 y^2 \cos^2(wt - \phi) \quad (3.13)$$

$$P = 2\zeta w_n m w^2 \left( \frac{w^4}{(w_n^2 - w^2)^2 + (2\zeta w_n w)^2} \right) y^2 \cos^2(wt - \phi) \quad (3.14)$$

Novamente, efectuando a seguinte atribuição:

$$A = 2\zeta w_n m w^2 \left( \frac{w^4}{(w_n^2 - w^2)^2 + (2\zeta w_n w)^2} \right) y^2 \quad (3.15)$$

Então, a potência dissipada em cada instante no amortecedor é obtida pela seguinte expressão:

$$P_d(t) = A \cos^2(wt - \phi) \quad (3.16)$$

Se a esta equação aplicarmos o conceito de potência média:

$$P_{avg}(t) = \frac{1}{T} \int_0^T P_d(t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T A \cos^2(wt - \phi) dt \quad (3.17)$$

Sabendo que  $\cos^2 x = \frac{1+\cos(2x)}{2}$ , substituindo na expressão anterior:

$$P_{avg} = \frac{A}{T} \int_0^T \frac{1 + \cos(2wt - 2\phi)}{2} dt \quad (3.18)$$

$$P_{avg} = \frac{A}{2T}dt + \frac{A}{2t} \int_0^T \cos(2wt - 2\phi)dt \quad (3.19)$$

$$P_{avg} = \frac{A}{2T}T + \frac{A}{2t} [\cos(2wt - 2\phi) - \cos(2w \times 0 - 2\phi)] \quad (3.20)$$

$$P_{avg} = \frac{A}{2} \quad (3.21)$$

$$P_{avg} = \frac{\zeta w_n m w^6 y^2}{(w_n^2 - w^2)^2 + 4\zeta^2 w_n^2 w^2} \quad (3.22)$$

Dividindo tudo por  $w_n^4$ :

$$P_{avg} = \frac{m\zeta y^2 \left(\frac{w}{w_n}\right)^3 w^3}{1 - 2\left(\frac{w}{w_n}\right)^2 + \left(\frac{w}{w_n}\right)^4 + 4\zeta^2 \left(\frac{w}{w_n}\right)^2} \quad (3.23)$$

Aplicando algumas simplificações à expressão anterior:

$$P_{avg} = \frac{m\zeta y^2 \left(\frac{w}{w_n}\right)^3 w^3}{\left[1 - \left(\frac{w}{w_n}\right)^2\right]^2 + \left[2\zeta \left(\frac{w}{w_n}\right)\right]^2} \quad (3.24)$$

Onde:

$\zeta = \zeta_T$  - Razão de amortecimento combinada ( $\zeta_T = \frac{c_T}{2mw_n} = \frac{c_e + c_m}{2mw_n}$ )

$P_{avg}$  - Potência média de saída.

A ideia base por detrás deste modelo assenta no facto que, a conversão de energia de um sistema de massa oscilante se assemelha a um amortecedor num sistema massa-mola. Em termos teóricos, para um sistema ideal semelhante ao apresentado, a energia transferida para a "componente eléctrica" do sistema seria igual à energia removida da "componente mecânica" do sistema. Como não se trata de uma situação ideal, uma porção da energia é convertida em energia eléctrica (associada ao amortecimento  $c_e$ ), sendo a restante dissipada sob a forma de atrito mecânico (associada ao amortecimento  $c_m$ ). O coeficiente de amortecimento eléctrico,  $c_e$ , é obtido através do cálculo da força de "amortecimento eléctrico" (força contra-electromotriz) que o transdutor aplica à massa  $m$  [43] [87]. Traduz-se pela expressão:

$$c_e = \frac{(NBl)^2}{R_c + R_{coil} + j\omega L_{coil}} \quad (3.25)$$

Onde:

$B$  - Densidade de fluxo magnético;

$N$  - Número de espiras;

$l$  - Comprimento de uma espira;

$R_{coil}$  - Resistência do fio;

$R_c$  - Resistência de carga;

$L_{coil}$  - Indutância da bobine;

O valor de  $c_m$  refere-se ao coeficiente de atrito mecânico (diga-se o atrito que existe essencialmente no contacto íman/teflon, e na resistência imposta pelo ar). Para efeitos de cálculo desprezou-se a resistência imposta pelo ar. Para o caso aproximado aço/teflon os valores de atrito estático e dinâmico são muito baixos e em torno de  $c_m=0.04$  (adimensional) [88]. Para este modelo, verifica-se que a máxima capacidade de geração ocorre quando  $w = w_n$ . Para esta situação a expressão 3.24 fica reduzida a:

$$P_{avgmax} = \frac{my^2w_n^3}{4\zeta} \quad (3.26)$$

Com base nesta expressão, verifica-se que a potência é tanto maior quanto maior a massa ( $m$ ), a amplitude de oscilação ( $y$ ) e quando a frequência de excitação é igual à frequência natural. Pela expressão conclui-se ainda que a potência varia com o cubo da frequência de excitação. Por outro lado, verifica-se uma redução da potência obtida com o aumento do coeficiente de amortecimento  $\zeta$ . Esta redução vai ao encontro dos conceitos teóricos, pois, se aumenta o coeficiente de amortecimento  $\zeta$ , aumenta-se o atrito mecânico ou, a força contra-electromotriz, ambos com efeitos negativos na saída.

### 3.1 Resultados Teóricos

Uma vez apresentado o modelo matemático que descreve este sistema de geração e antes da apresentação dos resultados experimentais obtidos é possível efectuar uma estimativa da ordem de grandeza e, eventualmente, do valor esperado no que refere à potência média produzida pelo sistema descrito. Este tipo de análise é muito importante, pois, se conhecido o modelo que descreve o comportamento de um sistema, é possível optimiza-lo de acordo com aquilo que se pretende extrair. Tendo em conta a descrição efectuada ao nível de modelo matemático, é necessário apresentar algumas características construtivas para que seja possível estimar a potência produzida. As características do modelo real são:

- Diâmetro íman: 6 mm
- Altura íman: 6 mm
- Massa do sistema ( $m$ ): 2,5 g (utilizaram-se dois ímanes)

- Fluxo por face (B): 1,2 T
- Rigidez da mola (k): 2,45 N/m
- Resistência de carga ( $R_c$ ): 979  $\Omega$
- Resistência do fio (R): 124,4  $\Omega$
- Resistência eléctrica específica do fio ( $\rho$ ):  $1.72 \times 10^{-8} \Omega m$
- Número de espiras (N): 2000 (approx.)
- Comprimento de 1 espira (l): 29,3 mm (approx.)
- Atrito mecânico ( $c_m$ ): 0,04

Para completar resta efectuar o cálculo relativo ao parâmetro de amortecimento,  $\zeta_T$  e também o cálculo da frequência natural do sistema.

$$w_n \approx 31 \text{ rad/s} \approx 4,98 \text{ Hz} \quad (3.27)$$

$$\zeta_T \approx 0.2556 \quad (3.28)$$

Em relação às unidades, foram utilizadas as unidades do sistema internacional. Uma pequena nota vai porém para o facto da frequência ser em radianos por segundo [89]. Para efeitos de cálculo considerou-se  $jwL$  desprezável, isto porque, para baixas frequências como as que foram utilizadas, o seu valor é muito inferior quer à resistência de carga quer à resistência do fio. Com base na expressão obtida, analisando o efeito da variação da frequência de excitação do sistema ( $w$ ), verifica-se que a potência gerada é tanto maior quanto mais próximo se estiver da frequência de ressonância do sistema e, pequenas variações deste valor implicam grandes perdas ao nível de potência. De notar que a expressão da potência sugere que para a ressonância ter-se-iam valores praticamente infinitos de potência de saída quando o valor do coeficiente de amortecimento tendesse para zero, tal situação não faz sentido uma vez que teoricamente seria necessário um deslocamento infinito da massa ( $m$ ).

Efectuando o mesmo tipo de análise para diferentes valores de amplitude de entrada, mantendo os restantes parâmetros fixos, verifica-se que também a amplitude favorece a potência de saída. Em relação ao amortecimento associado à componente eléctrica ( $c_e$ ), verifica-se uma questão um pouco controversa, de facto pretende-se que a capacidade de conversão de energia mecânica em eléctrica seja tão boa quanto possível. Porém se se olhar à expressão ou mesmo efectuar uma análise com base em conceitos teóricos, conclui-se que o aumento do  $c_e$  conduz a um aumento da corrente na bobine e consequentemente a um aumento da força contra-electromotriz pelo que o movimento do sistema tende a ser gradualmente amortecido devido a este efeito. Quanto ao coeficiente  $c_m$ , directamente conclui-se que este deve ser tão reduzido quanto possível. Na realidade verifica-se que as forças associadas à componente eléctrica são muito pequenas, pelo que o conceito a aplicar assenta na redução de  $c_m$  tanto quanto possível e no aumento de  $c_e$ . Para

complementar esta análise seguem-se alguns dos valores obtidos para diferentes combinações de frequência e amplitude de entrada (tabela 3.1).

Tabela 3.1: Potência teórica gerada para diferentes combinações de frequência vs amplitude.

Potência ( $\mu W$ )		Amplitude (mm)		
		10	15	20
Frequência (Hz)	1	0,14	0,31	0,55
	2	10,9	24,7	43,9
	3	186,4	419,5	745,7

Para os resultados apresentados na tabela anterior e para os resultados experimentais que se irão apresentar é importante salientar que as amplitudes referidas não têm relação directa com as amplitudes apresentadas na revisão bibliográfica para sistema piezoeléctrico. Ou seja a referência a amplitudes excessivas de valores  $>6$  e até 10 mm, referem-se à deformação do material piezo, e consequentemente à alteração das relações cinemáticas da articulação. As amplitudes utilizadas nos ensaios procuram descrever o movimento de subida e descida da perna como um todo, ou seja refere-se à componente vertical de translação da perna por exemplo quando se efectua o movimento de caminhar.



## Capítulo 4

# Testes e Ensaios

### 4.1 Plataformas de teste

Obtidos os componentes que constituem o protótipo da prótese da anca, é necessário analisar cada um dos sistemas de geração. Como foi mencionado, três sistemas foram desenvolvidos pelo que serão necessários diferentes equipamentos ("hardware") e mesmo "software" para tornar viável uma análise tão próxima quanto possível dos movimentos reais efectuados pelo ser humano. Como se verá, alguns dos movimentos serão no entanto uma aproximação da realidade, o que implicará algumas consequências ao nível dos resultados finais obtidos.

#### 4.1.1 Hardware

Ao nível de equipamentos de execução dos ensaios práticos, foram dois os sistemas utilizados. Cada um destes sistemas apresenta diferentes características, entre elas o número de graus de liberdade/movimentos permitidos.

Começando pelo mecanismo utilizado no ensaio mecânico do sistema massa-mola-amortecedor, pode afirmar-se que se trata de um sistema que possui apenas um eixo de translação, sendo que o sistema em si tanto pode ser operado colocando-o na horizontal como na vertical. Em termos de constituição é composto por um motor DC que actua sobre uma pequena cinta. Esta última encontra-se "tensa", dada a sua ligação por polia em ambas as extremidades. A estrutura é ainda composta por dois fins de curso que impedem o esforço continuo do motor quando atingido o limite de translação disponível. Para o controlo da posição o mecanismo possui um codificador, o qual converte (sabendo o raio da polia) a distância medida da rotação (em graus ou radianos) numa distância linear. O sistema descrito pode ser visto na figura 4.1

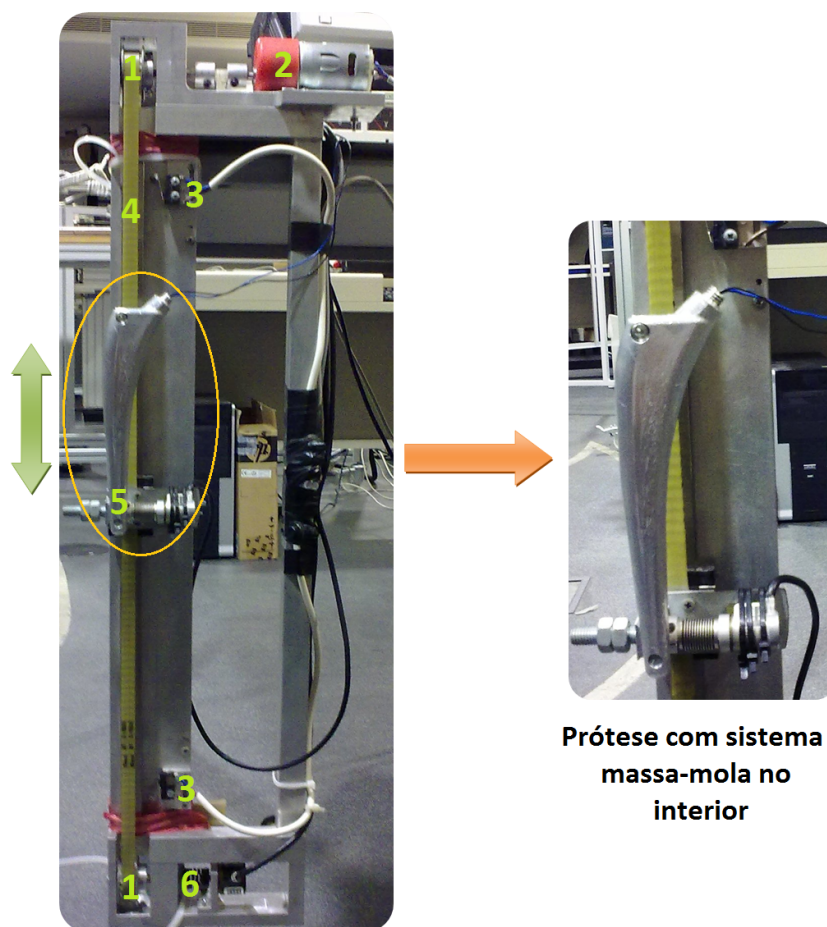


Figura 4.1: Mecanismo de ensaio do sistema massa-mola-amortecedor em que: (1) polias; (2) motor DC; (3) fins de curso; (4) cinta/correia; (5) suporte/encaixe da prótese; (6) encoder.

O segundo sistema utilizado nos ensaios é um sistema mais complexo. Este sistema apresenta um total de 4 eixos independentes. As suas capacidades vão desde a rotação até à aplicação de carga, carga que pode variar entre os 0 e os 4500 N. Em termos de frequência, o sistema descrito funciona apenas a 1 Hz pelo que nos resultados obtidos os parâmetros chave consistiram na variação da carga mecânica e na rotação de alguns dos eixos. Por questões de segurança e por se tratar de um sistema pneumático, que opera com magnitudes de força consideráveis e onde existem alguns problemas ao nível de construção (por exemplo folgas), levando por vezes a alguma oscilação do sistema, foram aplicadas cargas de baixa magnitude. Na realidade apenas um dos geradores propostos "funciona" pela aplicação de carga (sistema PZT), sendo que mesmo este requer valores controlados de magnitude. O outro gerador, baseado no movimento relativo requer, em teoria, apenas um eixo de rotação e o contacto entre o componente acetabular e a esfera da prótese. Esta carga é apenas simbólica pretendendo-se apenas garantir o contacto entre a calote esférica e a prótese. A máquina de ensaios descrita pode se vista na figura 4.2

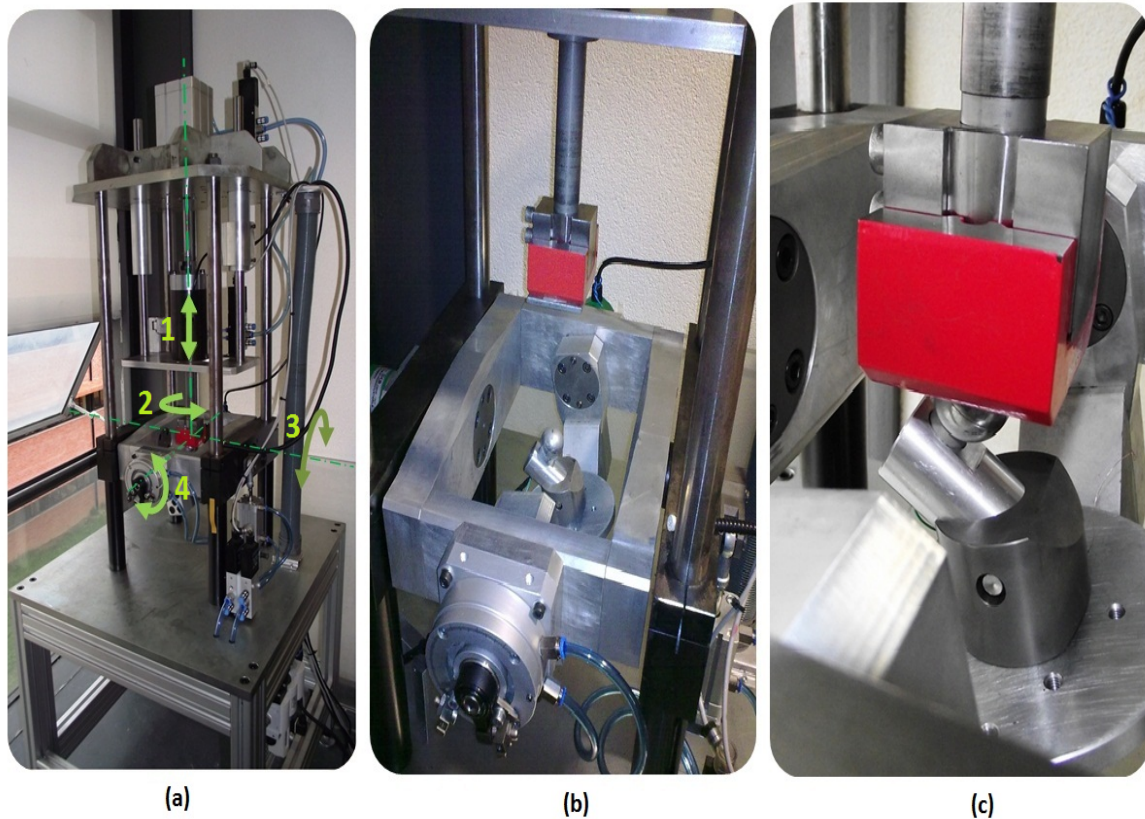


Figura 4.2: Máquina de ensaio do sistema baseado no movimento relativo da esfera face ao íman e também do sistema que recorre a componentes com propriedades piezoeléctricas. Em (a) vista global da máquina e respectivos eixos, em (b) e (c) vista do íman (a vermelho) afastado e, no início do contacto com esfera da prótese.

#### 4.1.2 Software

Ao nível de software foram utilizados essencialmente dois programas diferentes. Deste grupo exclui-se o software/controlador da máquina pneumática de ensaios utilizada. Esta exclusão deve-se ao facto da máquina ter sido operada, na maior parte do tempo pelo colega responsável pela mesma, sendo o contacto feito na realização deste trabalho muito restrito. Assim, o software utilizado foi o *Matlab*® e o *Controldesk*® da empresa *dSPACE*. O software desenvolvido é executado numa carta de controlo em tempo real. Esta carta permite também a interface com o actuador e com o transdutor de posição do equipamento (figura 4.1). A sua apresentação não foi efectuada na secção anterior dado tornar-se mais fácil compreender o funcionamento deste software com a inclusão deste equipamento. Em traços gerais, o software aqui referido funciona como um conjunto, sendo que no sistema massa-mola-amortecedor estes interagem quer na parte de controlo do sistema de simulação quer na aquisição do sinal gerado. Já na máquina pneumática de ensaios este sistema apenas foi utilizado na aquisição do sinal gerado.

Descrevendo um pouco melhor o seu funcionamento, pode afirmar-se que, para o sistema massa-mola-amortecedor, a análise compreende duas etapas. A primeira consiste no desenvolvimento do controlador do sistema. Este controlador, do tipo PID envolve definição dos parâmetros que asseguram que a máquina de ensaios responde correctamente mediante os parâmetros requeridos. Para possibilitar uma análise ou aplicação prática deste é necessário recorrer ao segundo software mencionado, o *ControlDesk*. Este possibilita o desenvolvimento de interfaces gráficas dedicadas, as quais permitem ao operador comunicar com o software de controlo que está a ser executado em tempo real. É permitido, por exemplo, alterar parâmetros do controlador, monitorizar o comportamento da experiência e também adquirir dados para posterior processamento.

Uma última nota vai para o facto do software utilizado nestas simulações ter sido desenvolvido anteriormente para utilização em cadeiras relacionadas com controlo, sendo a sua utilização neste trabalho vocacionada essencialmente para a recolha de dados e controlo ao nível da interface disponibilizada. Por fim e para tornar possível a quantificação da energia gerada, foi desenvolvido um pequeno modelo Simulink, o qual permitiu adquirir e estimar a energia produzida por cada um dos sistemas propostos. Este modelo pode ser visualizado na figura 4.3.

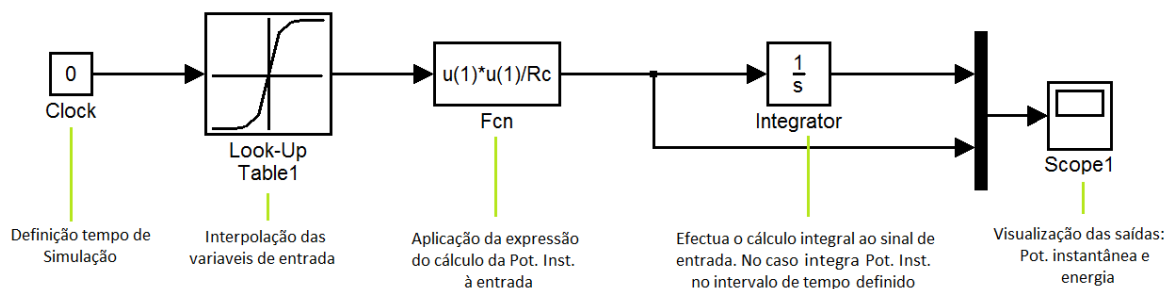


Figura 4.3: Modelo Simulink de cálculo da energia produzida pelos diversos sistemas propostos.

Em relação à interface do *ControlDesk* utilizada nas simulações, esta pode ser visualizada na figura 4.4.

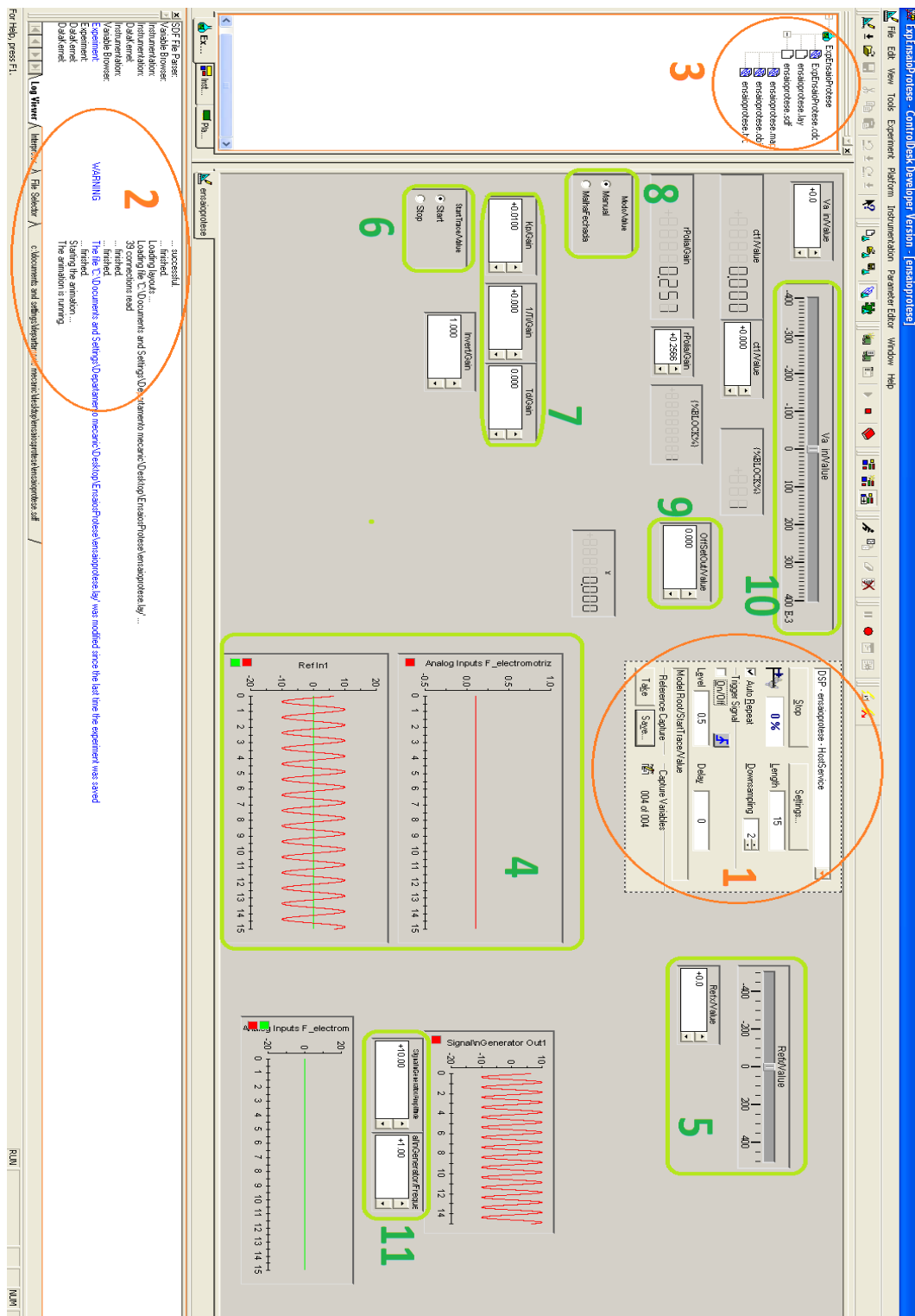


Figura 4.4: Interface de controlo (apenas no caso do equipamento representado na figura 4.1) e monitorização dos ensaios realizados. Os números 1,2 e 3 representam os menus predefinidos do programa, os restantes representam o *layout* específico concebido para controlo e monitorização.

## 4.2 Resultados Experimentais e Discussão

Nesta secção serão apresentados os resultados obtidos experimentalmente. Para estes resultados ter-se-á em conta os diferentes parâmetros de entrada já referidos anteriormente. Estes resultados serão posteriormente comparados com os resultados teóricos já apresentados, para o caso do sistema massa-mola-amortecedor.

### 4.2.1 Mecanismo massa-mola-amortecedor (M.M.A.)

Os resultados obtidos para o sistema massa-mola-amortecedor caracterizam-se por uma entrada com forma de onda sinusoidal, em que se variam quer a frequência quer a amplitude da onda. Estes dois parâmetros procuram corresponder, na prática, às características do movimento efectuado por um portador de um implante da anca. Muito embora sejam uma aproximação da realidade, permitem que seja realizada uma análise *in vitro* deste sistema.

Os ensaios efectuados cobrem uma gama de frequências que varia entre 1-3 Hz com uma amplitude entre 10 e 20 mm. Algumas das análises efectuadas correspondem porém a situações difíceis de atingir, ou mesmo impossíveis por parte de um portador de um dispositivo (incluem-se por exemplo situações em que a frequência aplicada é de 3 Hz). O objectivo destas análises é fornecer uma gama de comportamento mais abrangente para o sistema apresentado. Para além disto, os resultados que agora se apresentam consistiram em medições efectuadas aos terminais de uma resistência de  $1\text{ K}\Omega$  ( $979\ \Omega$ ). Nos gráficos que se seguem a contagem do tempo começa em  $t=1\text{ s}$ , isto porque existiu alguma atraso na resposta do sistema de ensaios, pelo que a medição foi efectuada quando o movimento pretendido se havia estabelecido. Uma vez que em determinados ensaios não se conseguiram obter resultados mensuráveis serão apresentados apenas aqueles cujas saídas sejam evidentes e correspondam à resposta do "gerador" à sinusoidal de entrada.

Para a frequência de 1 Hz, os resultados revelaram-se insignificantes para qualquer um dos valores de amplitude experimentados. Estes não foram distinguíveis do ruído na leitura do sinal produzido pelo que não serão explorados graficamente. Para a frequência de 2 Hz foram já evidenciáveis alguns resultados, os quais podem ser visualizados nas figuras seguintes.

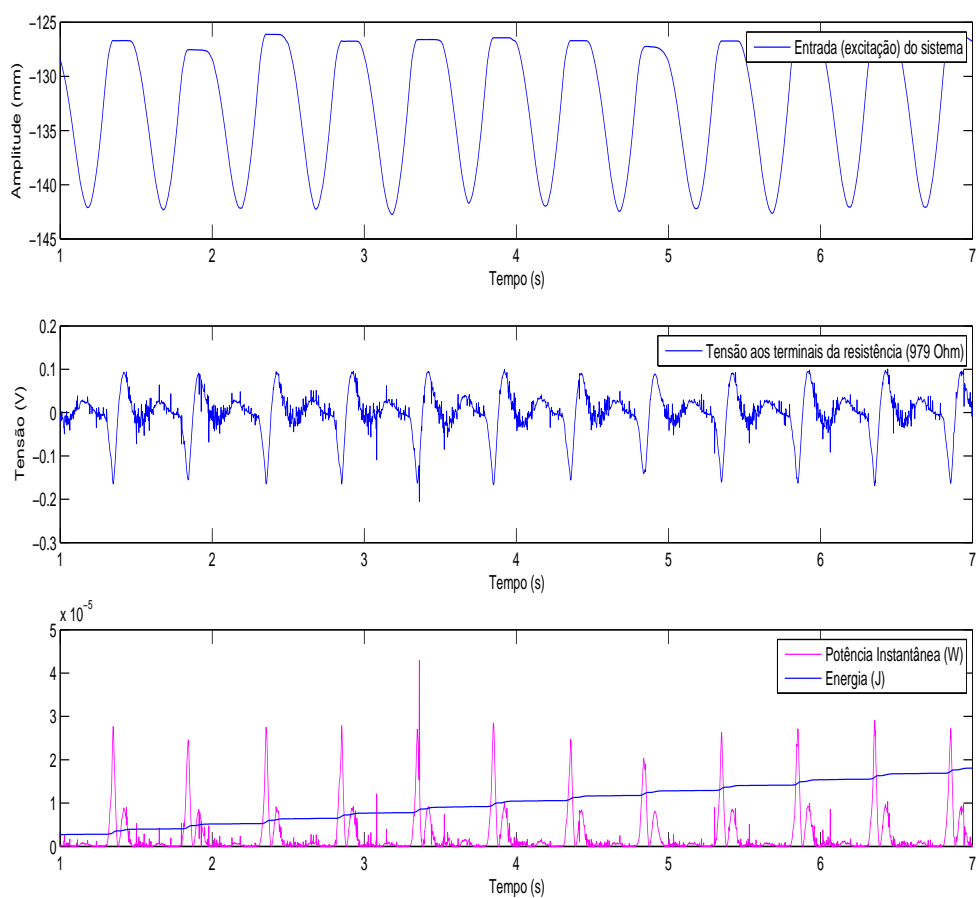


Figura 4.5: Resultados obtidos para o sistema massa-mola-amortecedor para uma entrada com: freq=2 Hz; amp=10 mm.

Tabela 4.1: Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia para o sistema M.M.A. medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: freq=2 Hz; amp= 10mm.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu$ W)	Energia ( $\mu$ J)
0,205	42,9	18,1

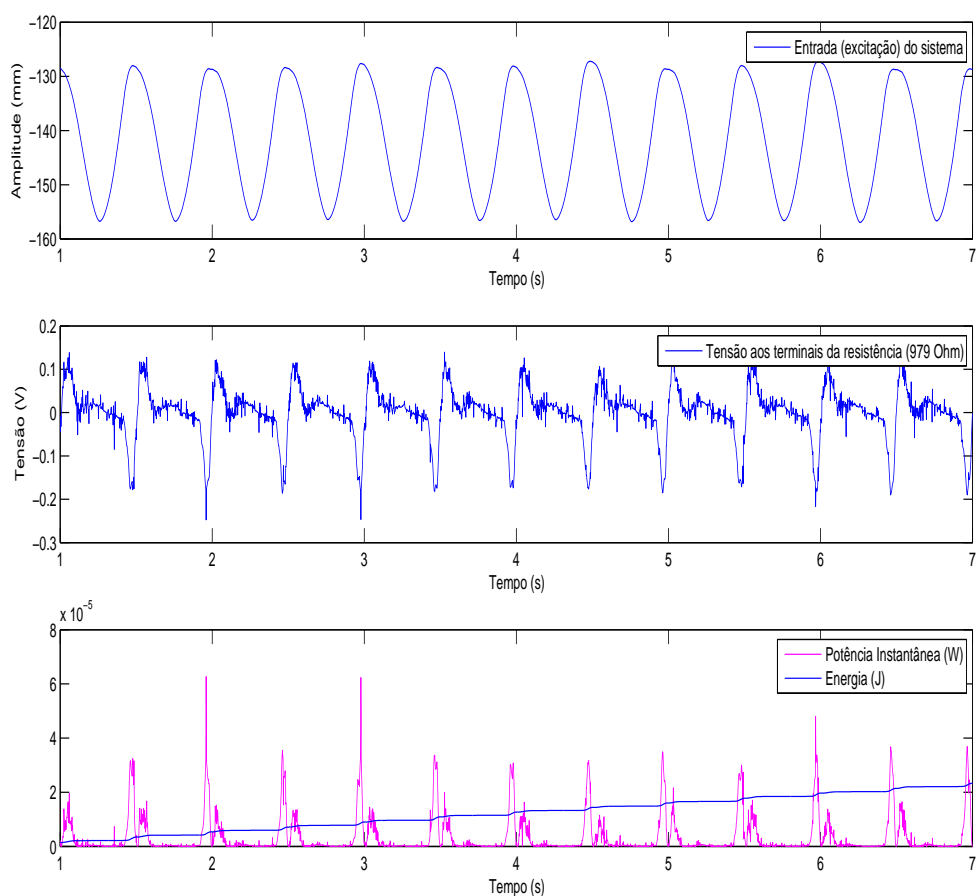


Figura 4.6: Resultados obtidos para o sistema massa-mola-amortecedor para uma entrada com: freq=2 Hz; amp=15 mm.

Tabela 4.2: Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia para o sistema M.M.A. medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: freq=2 Hz; amp=15 mm.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu$ W)	Energia( $\mu$ J)
0,2478	62,7	23,9



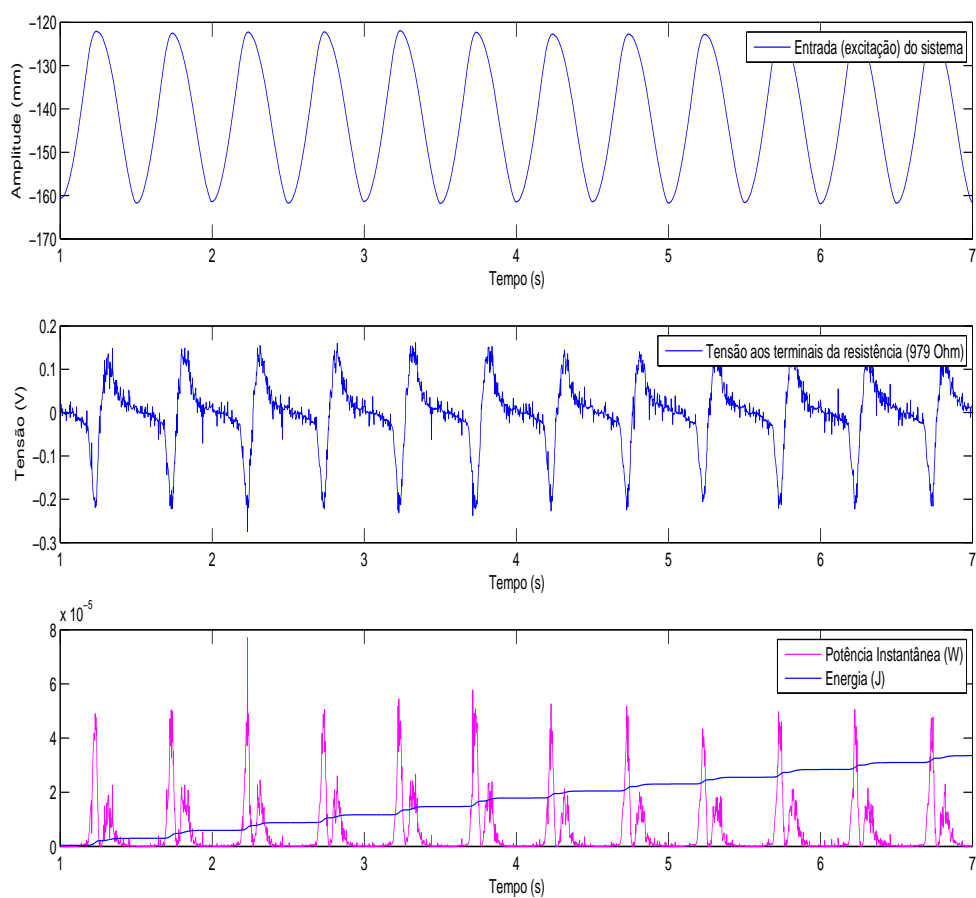


Figura 4.7: Resultados obtidos para o sistema massa-mola-amortecedor para uma entrada com: freq=2 Hz; amp=20 mm.

Tabela 4.3: Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia para o sistema M.M.A. medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: freq=2 Hz; amp=20 mm.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu$ W)	Energia( $\mu$ J)
0,275	77	33,5

Efectuando os mesmos passos, agora para uma frequência de 3 Hz.

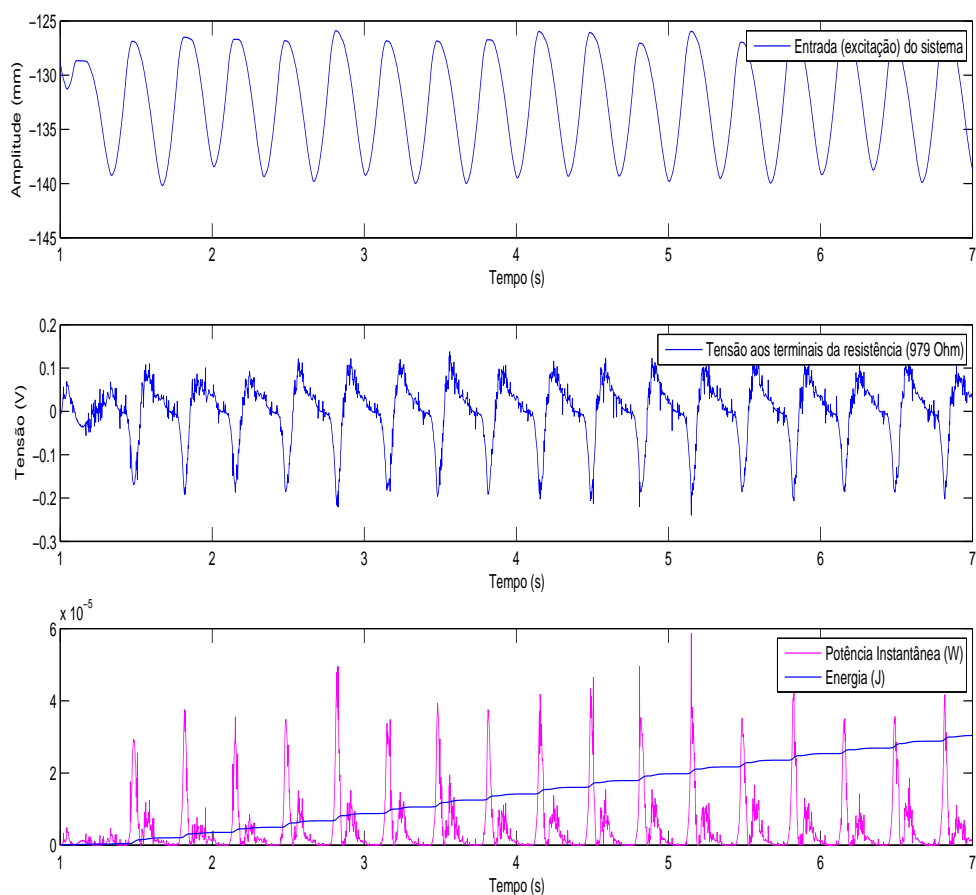


Figura 4.8: Resultados obtidos para o sistema massa-mola-amortecedor para uma entrada com: freq=3 Hz; amp=10 mm.

Tabela 4.4: Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia para o sistema M.M.A. medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: freq=3 Hz; amp= 10mm.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu$ W)	Energia( $\mu$ J)
0,239	58,6	30,4

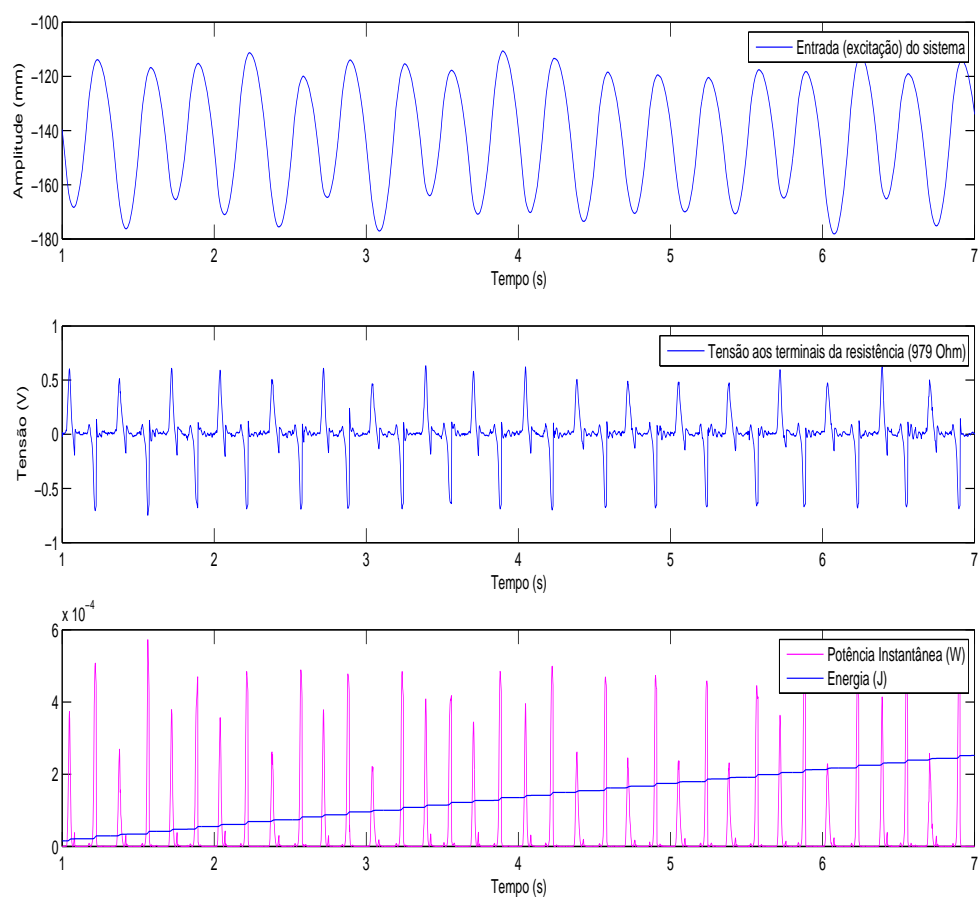


Figura 4.9: Resultados obtidos para o sistema massa-mola-amortecedor para uma entrada com: freq=3 Hz; amp=15 mm.

Tabela 4.5: Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia para o sistema M.M.A. medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: freq=3 Hz; amp= 15mm.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu$ W)	Energia ( $\mu$ J)
0,748	572,4	251,6

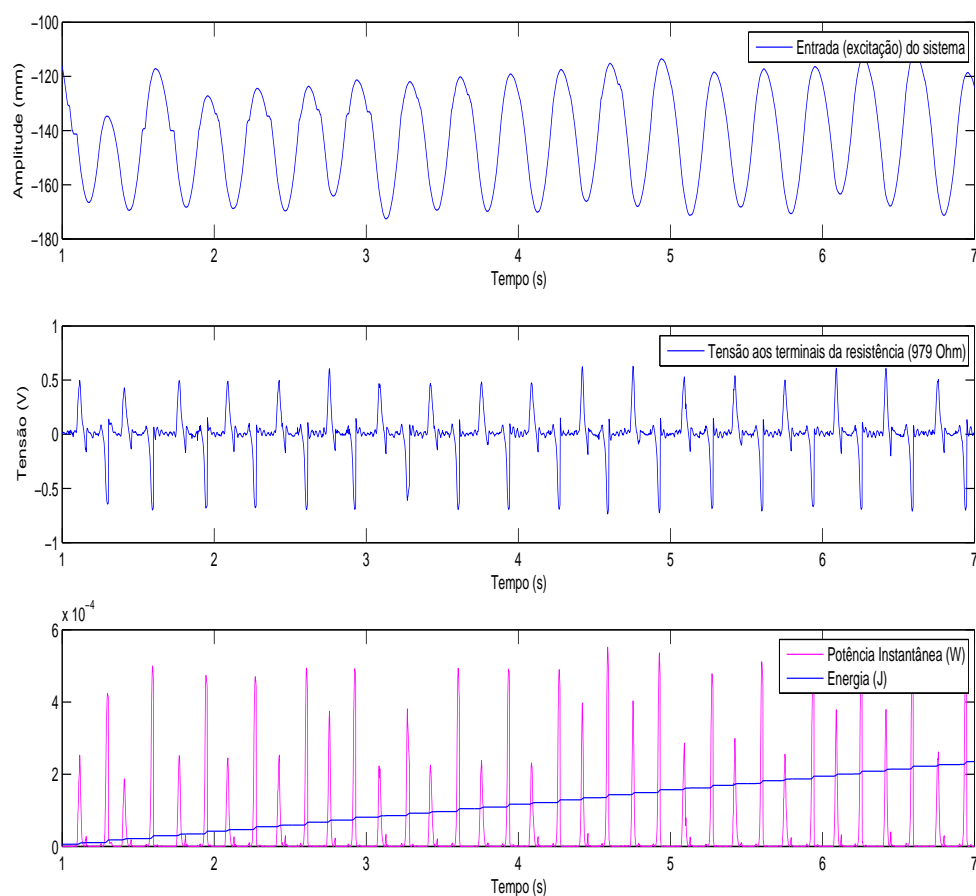


Figura 4.10: Resultados obtidos para o sistema massa-mola-amortecedor para uma entrada com: freq=3 Hz; amp=20 mm.

Tabela 4.6: Valores máximos de tensão, pot. instantânea e energia para o sistema M.M.A. medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: freq=3 Hz; amp= 20mm.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu$ W)	Energia ( $\mu$ J)
0,735	551,2	234,8

Após os testes efectuados, verificou-se, numa análise global dos resultados, que o sistema proposto apresenta um comportamento em que a energia gerada aumenta com a frequência e com a amplitude de oscilação. Os resultados demonstram um ganho muito significativo para a frequência de 3 Hz, o que pode ser justificado pelo facto da frequência de excitação estar próxima da frequência natural. Como foi apresentado, nos resultados teóricos, a frequência de ressonância calculada para este sistema ronda os 4,9 Hz, valor que se encontra ligeiramente afastado dos experimentados na prática. Sendo os resultados experimentais gradualmente melhores à medida que a frequência aumenta, verifica-se que a escolha da rigidez ( $k$ ) da mola deveria ser corrigida por forma a reduzir o valor da frequência de ressonância para coincidir com o valor da frequência de excitação. Esta opção seria uma das formas de optimização sem envolver alteração das dimensões do protótipo. Alternativamente seria de considerar um aumento da massa ( $m$ ) suspensa, o que proporcionaria uma maior inércia ao sistema, no entanto penalizando certamente o curso disponível. Esta última situação seria viável se, para além da massa, fosse aumentado o comprimento do gerador. Para esta questão, verificou-se, ao nível dos resultados que para uma entrada de frequência 3Hz e amplitude 20 mm a saída foi inferior à obtida para a mesma frequência, mas com amplitude de 15 mm. A causa desta situação poderá dever-se ao reduzido curso disponível, que poderá causar o choque do íman com o corpo da prótese e saída deste da zona bobinada, reduzindo a capacidade de geração do sistema.

A questão da frequência é de facto um dos aspectos mais relevantes, pois, os movimentos humanos caracterizam-se por baixas frequências, pelo que é muito importante existir correspondência entre a frequência de excitação e a frequência de ressonância se o objectivo for a obtenção de maiores amplitudes oscilatórias. Quanto à forma de onda verificou-se que esta apresenta um padrão periódico, cujo período acompanha o sinal de entrada. Esta característica da resposta revela que o sistema reage às variações à medida que é excitado. No entanto verificou-se uma resposta com forma muito afastada da onda sinusoidal de entrada, com picos de tensão definidos durante períodos de tempo muito reduzidos. Esta situação é penalizadora da quantidade de energia obtida e foi mais evidente para frequência de 3 Hz. Uma das justificações aponta para o reduzido curso disponível para o movimento do íman, conferindo ao sistema pouca "elasticidade". Outras causas possíveis seriam os desalinhamentos entre a parede do tubo e o sistema massa-mola, aumentando os coeficientes de atrito associados. De facto, uma das questões na etapa de desenvolvimento consistia em desenvolver um gerador com dimensões tão reduzidas quanto possível, tentando no entanto manter uma boa capacidade de conversão de movimento em energia. Porém, tendo em conta as dimensões do sistema obtido, pequenos "defeitos" no sistema implicam grandes perdas associadas na saída.

Ainda em relação à resposta do sistema, observando para uma dada posição ao longo do sinal de entrada o correspondente sinal de saída, verifica-se que a capacidade máxima de geração do

sistema ocorre quando se atinge um pico de amplitude, ou seja, quando surge uma inversão no sentido de deslocamento do sistema. Esta mudança de direcção corresponde, na prática, à maior variação na aceleração a que o sistema está sujeito. Em cada mudança de direcção o sistema desacelera bruscamente até atingir velocidade zero (encontra-se num pico de amplitude) a partir desse momento inicia-se novamente o processo de aceleração, mas agora no sentido contrário. Na prática, esta situação traduz-se numa maior força aplicada à massa, consequentemente num deslocamento mais rápido do íman face à bobine (correspondente a uma maior variação do fluxo magnético).

Pela forma da resposta obtida, verificou-se, em analogia com uma situação real, que a máxima capacidade de geração ocorre para a situação em que o pé toca no chão. Apesar de não se tratar de uma aplicação *in vivo*, na qual existem alguns problemas inerentes ao processo de simulação, que o afastam do processo real de caminhar, no instante em que se atinge o pico superior na onda relativa à entrada, a prótese encontra-se posicionada no seu limite inferior. No gráfico de amplitude 10 mm e frequência 2 Hz, esta situação é mais evidente, pois, quando se atinge um pico superior na onda de entrada (excitação do sistema), existiu dificuldade em iniciar o movimento no sentido contrário, como de resto se pode ver pelo pequeno "patamar" do gráfico. Verificou-se que este problema estava relacionado com o hardware utilizado na simulação.

Quanto à quantidade de energia produzida, considerando uma das situações analisadas, por exemplo quando na entrada se aplica uma frequência de 2 Hz e amplitude de 15 mm, obtiveram-se 23,9  $\mu\text{J}$  de energia em 6 segundos de operação. Este valor corresponde a cerca de 3,98  $\mu\text{J}$  de energia gerada por segundo.

Considerando uma pessoa portadora de um implante que diariamente realiza exercício, durante um período de 1 h = 3600 s, no final de um mês de actividade ter-se-iam efectuado  $30 \times 3600 = 108000$  s de actividade. Para o padrão de produção de energia apresentado, no final de um mês ter-se-iam produzido aproximadamente 0,43 J de energia. Atendendo aos padrões de consumo de alguns IMD's (tabela 4.7) podemos retirar as seguintes conclusões:

Tabela 4.7: Padrões de consumo de alguns IMDs [86].

	Potência Consumida (W)
<i>Pacemakers</i>	$4,8 \times 10^{-6}$
<i>Neural stimulators</i>	$1,88 \times 10^{-3}$
<i>Insulin pumps</i>	4,8

No caso de um *Pacemaker*, cujo consumo é de  $4,8 \times 10^{-6}$  W, ao fim de uma hora seriam consumidos  $4,8 \times 10^{-6} \times 3600 \approx 0,0173$  J de energia. Para este caso, após um mês de actividade o

gerador teria obtido energia suficiente para operar o *Pacemaker* por  $0,43/0,0173 \approx 24\text{h } 51\text{ min}$ .

Para um *Estimulador Neural*, cujo consumo descrito é de  $1,88 \times 10^{-3}\text{ W}$ , após um mês de actividade a energia obtida pelo gerador apenas teria capacidade de operar este estimulador por cerca de 3 min 48 seg.

A terceira situação deixa sequer de ser quantificável dada a ordem de grandeza da potência consumida face à energia gerada. Como é visível, esta análise trata-se de uma aproximação grosseira. Na realidade existem diversos problemas a resolver antes mesmo da fase de armazenamento. Para um sinal gerado, com esta forma de onda seria necessário efectuar rectificação, a qual envolveria certamente quedas de tensão. Para além disso a tensão obtida é bastante baixa, o que traria dificuldades acrescidas neste processo. Considerou-se também a produção continua de energia durante todo o período de actividade do portador e assumiu-se que toda a energia produzida seria de facto armazenada, o que pode não se verificar numa situação real.

A análise efectuada contabiliza entre as frequências testadas, a situação de 2 Hz por se tratar de uma situação mais fácil de alcançar na realidade, dentro das analisadas. Tendo em conta os resultados e o trabalho efectuado foi possível detectar algumas das falhas do sistema desenvolvido. No entanto, pelos resultados obtidos será seguro dizer que se trata de um sistema viável cujo aperfeiçoamento conduzirá a resultados mais promissores.

#### 4.2.2 Sistema de geração com base em componentes com propriedades piezoeléctricas (PZT)

Os resultados obtidos para o sistema que utiliza componentes com propriedades piezoeléctricas baseia-se, como já referido, na aplicação cíclica de uma carga com consequente deformação da estrutura do piezo e produção de uma diferença de potencial aos seus terminais. Nos ensaios efectuados foram utilizados diferentes carregamentos, pelo que os resultados serão referentes ao ciclo de carga e descarga. Estes ensaios correspondem a ciclos de frequência fixa (frequência de 1 Hz) variando-se apenas a magnitude da carga que se está a aplicar. O motivo de utilização de uma frequência fixa deve-se às limitações da máquina de ensaios (figura 4.2), a qual proporciona movimentos em diversos eixos, porém com a condicionante de trabalharem com a frequência fixa de 1 Hz.

Os resultados que agora se apresentam consistiram em medições efectuadas aos terminais de uma resistência de  $108\text{ K}\Omega$ . A escolha deste valor de resistência vai de encontro com as referências bibliográficas referentes à utilização de materiais piezoeléctricos. Estas apontam para a utilização de resistências na ordem das centenas de  $\text{K}\Omega$  (na bibliografia apresentada foram utilizados valores de 250 e  $500\text{ K}\Omega$ ). Para além disto foi tido em conta o conceito e teoria por detrás deste tipo

de materiais, em que tipicamente se obtém tensões elevadas porém associadas a baixos valores de corrente. Assim sendo e, para que se possa fazer uma leitura de tensão distinguível do ruído, optou-se por utilizar um valor de resistência bastante superior ao utilizado para o sistema massa-mola. Resistências maiores conduzem à circulação de uma corrente inferior pelo circuito, porém tornam possível a leitura de tensões superiores ( $V = RI$ ).

Em relação aos carregamentos utilizados nas análises variaram, ao nível de extremos, entre 0 e 150 N, sendo os ensaios parcelados em várias gamas, definindo-se no total quatro intervalos. A escolha destes intervalos de carregamento teve diversos motivos. Em primeiro lugar procurou-se obter um sistema capaz de gerar energia com a menor aplicação possível de carga. Em segundo tentou-se evitar a deformação plástica dos componentes, cuja construção em material macio (duro-alumínio) colocava algumas dúvidas na questão de resistência (mesmo após algumas simulações para carregamentos superiores), além disso se a deformação provocada pela carga fosse exagerada, uma maior carga atingiria o piezo podendo provocar a sua deterioração precoce. Em último e por questões associados à instabilidade e alguma irregularidade da máquina na aplicação do carregamento, optou-se pela aplicação de carregamentos de magnitude inferior.



Começando pela primeira análise efectuada, aplicou-se um carregamento cujo intervalo variou de 0 a 50 N.

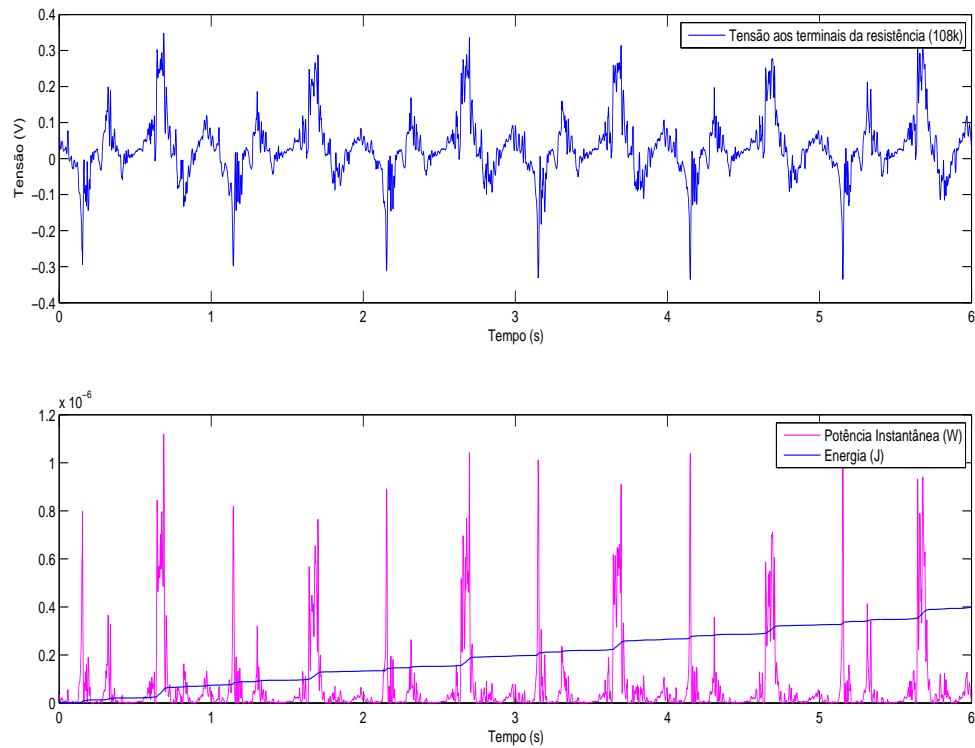


Figura 4.11: Resultados obtidos para o sistema PZT para uma entrada com amplitude 50 N e frequência 1Hz.

Tabela 4.8: Valores máximos de tensão (numa resistência de  $108\text{ K}\Omega$ ), pot. instantânea e energia para o sistema PZT, medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: frequência= 1Hz; amplitude= 50N.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu\text{W}$ )	Energia ( $\mu\text{J}$ )
0,35	1,11	0,39

Para um carregamento com amplitude entre 0 a 80 N.

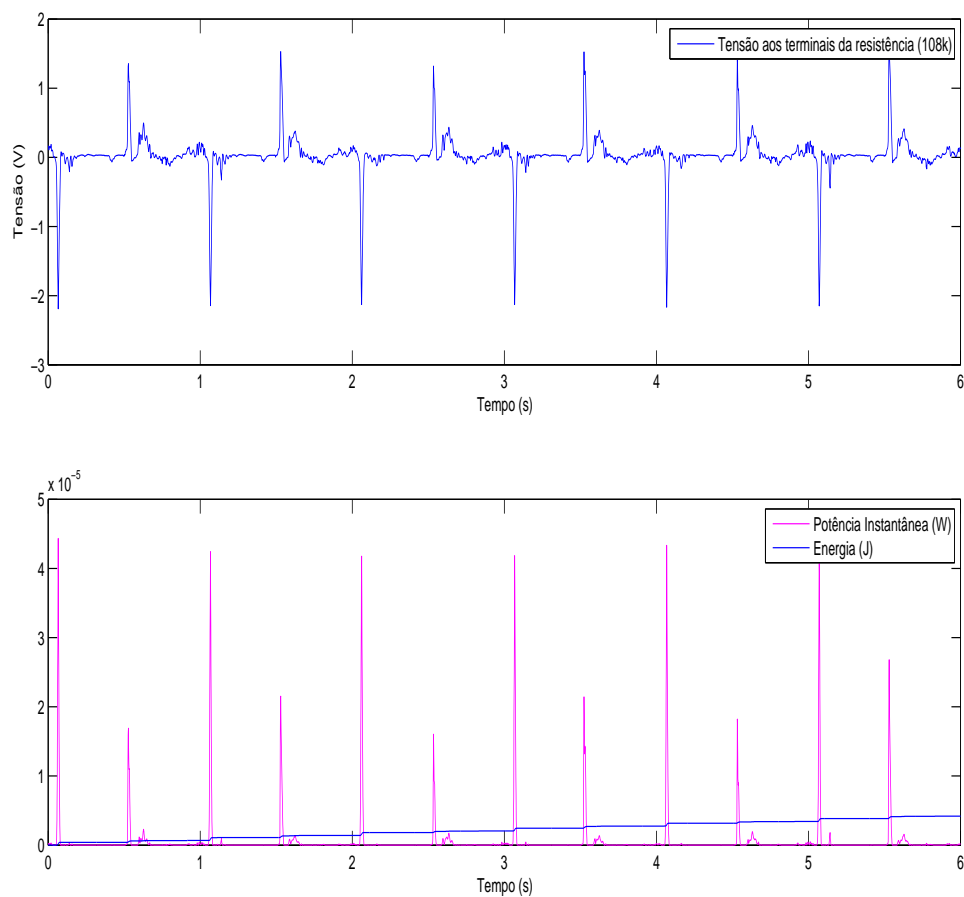


Figura 4.12: Resultados obtidos para o sistema PZT para uma entrada com amplitude 80 N e frequência 1Hz.

Tabela 4.9: Valores máximos de tensão (numa resistência de  $108\text{ K}\Omega$ ), pot. instantânea e energia para o sistema PZT, medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: frequência= 1Hz; amplitude= 80N.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu\text{W}$ )	Energia ( $\mu\text{J}$ )
2,19	44,1	4,2

Para um carregamento com amplitude entre 0 a 100 N.

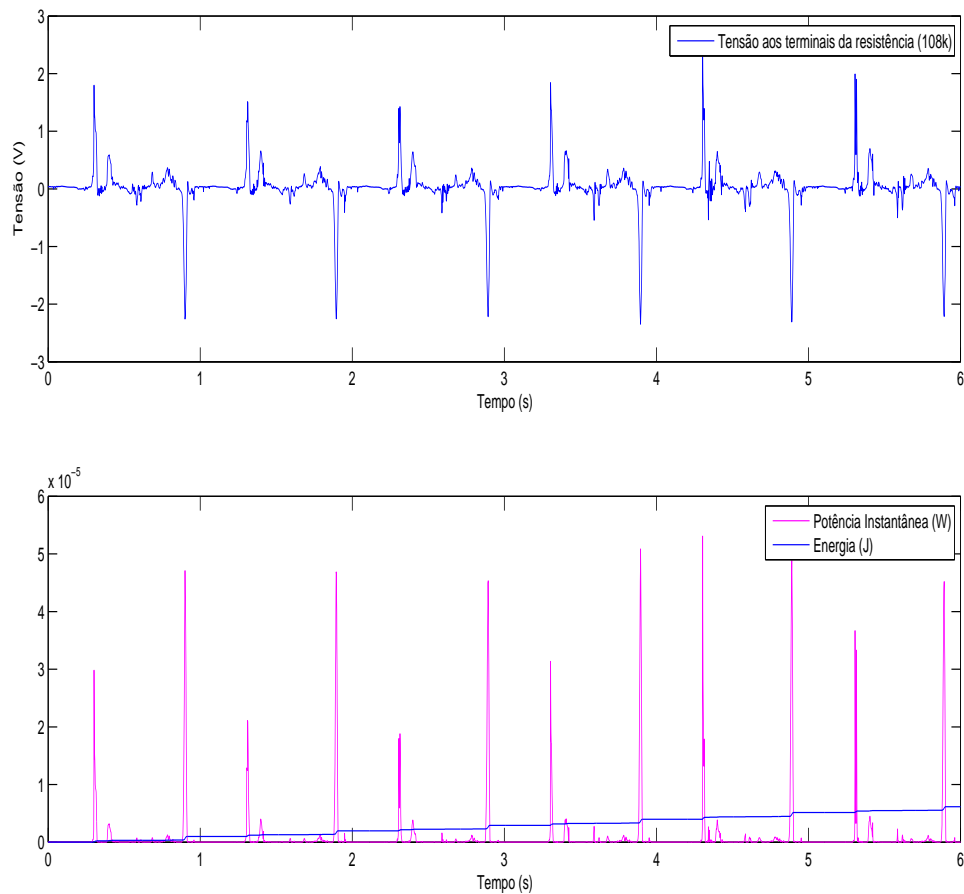


Figura 4.13: Resultados obtidos para o sistema PZT para uma entrada com amplitude 100 N e frequência 1Hz.

Tabela 4.10: Valores máximos de tensão (numa resistência de 108 K $\Omega$ ), pot. instantânea e energia para o sistema PZT, medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: frequência= 1Hz; amplitude= 100N.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu$ W)	Energia ( $\mu$ J)
2,39	53,1	6,1

Para um carregamento com amplitude entre 0 a 150N.

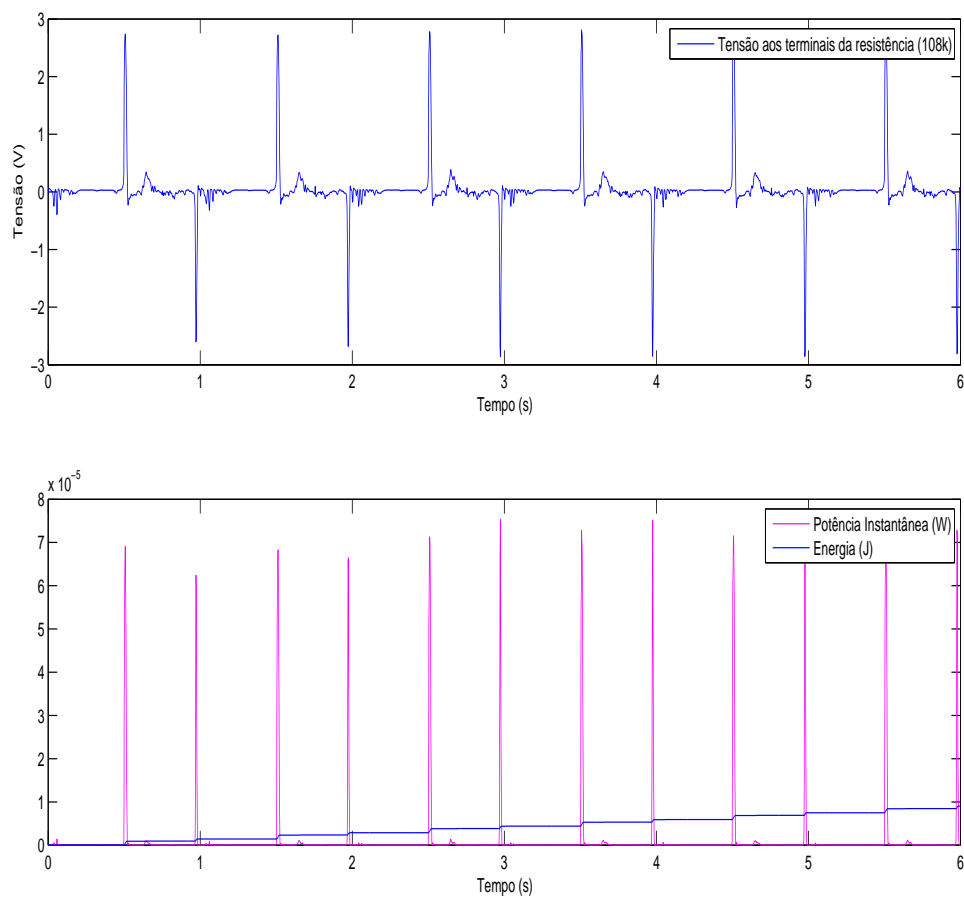


Figura 4.14: Resultados obtidos para o sistema PZT para uma entrada com amplitude 150 N e frequência 1Hz.

Tabela 4.11: Valores máximos de tensão (numa resistência de 108 K $\Omega$ ), pot. instantânea e energia para o sistema PZT, medidos no intervalo considerado (6s). Entrada: frequência= 1Hz; amplitude= 150N.

Tensão máx. (V)	Pot. Instantânea máx. ( $\mu$ W)	Energia ( $\mu$ J)
2,86	75,34	9,06

Analisando globalmente os resultados, verificou-se que o mecanismo desenvolvido apresenta valores muito baixos no que diz respeito à energia obtida. De facto os resultados mantiveram-se numa ordem de grandeza bastante inferior à esperada. Nas diversas análises ficou porém evidente que também este sistema apresenta-se como uma alternativa a explorar para sistemas de geração implantáveis.

Pelos resultados que foram adquiridos, constata-se que se trata de um sistema capaz de produzir tensões elevadas porém com a condicionante das baixas correntes associadas. Gráficamente verificou-se que o processo de geração decorre em duas etapas, nomeadamente no instante em que se efectua o carregamento e no instante em que a carga é removida. Este é um resultado que vem ao encontro do esperado dado tratarem-se dos dois momentos em que ocorre deformação do material piezoelétrico. Em relação à magnitude da tensão obtida, esperavam-se valores maiores, no entanto a principal questão, a qual estará entre umas das principais causas das baixas potências obtidas é o período de duração do sinal de tensão registado. A causa desta situação deve-se ao período de tempo que a máquina de ensaios leva entre o processo de aplicação da carga completa e depois a remoção desta. Ou seja, o período de tempo que ocorre entre a máxima deformação do piezo e o retorno à sua forma original. Esta situação não é idêntica ao processo real, associado ao acto de caminhar de um portador, que durante este processo, à frequência de 1 Hz, distribui o período de carga por uma fracção de tempo que compreende a aplicação gradual de carga até ao seu valor máximo e, após isto, a remoção de carga também é feita de forma gradual.

Como se constatou, este processo de geração está dependente da magnitude da força aplicada. Verificou-se que cargas superiores conduzem à obtenção de maiores valores de tensão. No entanto, esta é uma questão ambígua, pois ensaios realizados à posteriori, com aplicação manual de esforços como ensaio pré-experimental, com forças muito inferiores, demonstraram capacidade de geração equivalente. Esta questão vai ao encontro daquilo que foi referido anteriormente e que revela a necessidade de controlo da forma como é aplicada a carga. De facto, maiores cargas implicam maiores deformações e consequente maiores valores de tensão (salienta-se no entanto a necessidade de evitar o limite admissível da deformação plástica). Não obstante, quando cargas menores são aplicadas num regime de carga e descarga controlados (aplicação e remoção gradual), os resultados são semelhantes aos obtidos para aplicações de cargas maiores (obtem-se valores de tensão ligeiramente inferiores, porém aumenta-se o período da onda e consequentemente a energia). Posto isto, analisando quantitativamente o sistema, facilmente se depreende que a energia obtida por este sistema será inferior ao sistema massa-mola-amortecedor. No entanto, como foi referido o processo de análise disponível será uma das causas deste resultado, sendo portanto um ponto a corrigir em trabalhos futuros.

Assim, para a análise cujo carregamento oscila entre os 0 - 150 N, é possível obter  $\approx 9,1\mu\text{J}$

de energia em 6 segundos de operação, isto é, cerca de  $1,52 \mu\text{J}$  de energia gerada por segundo. No final de um mês, com actividade diária de 1 h, ter-se-iam obtido cerca de  $(30 \times 3600 \times 1,52 \times 10^{-6}) \approx 0,16 \text{ J}$  de energia.

Considerando os padrões de consumo referidos na tabela 4.7 seria possível operar um *Pacemaker* por cerca de 9 h 15 min. Já o *Estimulador neural* não ultrapassaria 1 min 25 s de actividade. Também aqui, a última situação apresentada na tabela deixa de ser quantificável, dada a quantidade de energia produzida face à potência consumida.

Esta análise apresenta os mesmos condicionalismos da análise do gerador anterior, contabilizou-se a produção contínua de energia durante todo o período de actividade e assumiu-se que toda a energia produzida seria de facto armazenada. Verificou-se porém, que este gerador tende a produzir, mais facilmente, tensões mais elevadas. Esta situação facilitaria o processo de rectificação, no entanto o período de geração é muito curto e as correntes associadas muito baixas, questões que condicionam e dificultam a capacidade de armazenamento. Os resultados referem-se a utilização de apenas um elemento PZT, pelo que se perspectiva que melhores resultados seriam alcançados se vários destes elementos tivessem sido utilizados em conjunto.

#### 4.2.3 Sistema de geração com base no movimento rotação da perna.

Para este terceiro processo de geração verificou-se que, de entre as três propostas apresentadas, esta corresponderia aquela cujos resultados seriam mais modestos. O método de análise utilizado baseou-se quer na experimentação manual, onde se simulou o movimento pretendido, quer na aplicação do sistema na máquina de ensaios. Nesta optou-se pela rotação individual dos eixos 2 e 3 representados na figura 4.2. Apesar destas duas tentativas obtiveram-se tensões muito reduzidas. Um dos problemas detectados prendia-se com o alinhamento do íman (representando o componente acetabular) e a esfera (figura 4.15 em baixo). Este tipo de posicionamento é um dos factores que seguramente terá contribuído para estes resultados. Porém, mesmo na experimentação manual com um posicionamento mais próximo do desejado, os resultados podem ser considerados desprezáveis, como comprova o gráfico da figura 4.16. Este mostra que existe a possibilidade de geração utilizando este processo. No entanto dada a ordem de grandeza dos resultados obtidos, a sua análise quantitativa não se justifica. Fica contudo a ressalva para a necessidade de aperfeiçoar este sistema de geração, de modo a torna-lo uma opção viável para o tipo de aplicação pretendida. Do seu desenvolvimento e análise podem destacar-se alguns dos pontos a aperfeiçoar, entre eles: melhorar o alinhamento referido; efectuar análises com a bobine em duas situações diferentes, isto é, com aplicação de núcleo de ferromagnético (tende a melhorar a permeabilidade do fluxo magnético) e numa segunda situação colocar um íman no interior da bobine, que possa deslizar no seu interior (o seu deslocamento seria provocado pela "atração" periódica, isto é durante a rotação da esfera face ao componente acetabular, variando de forma mais significativa o fluxo magnético).

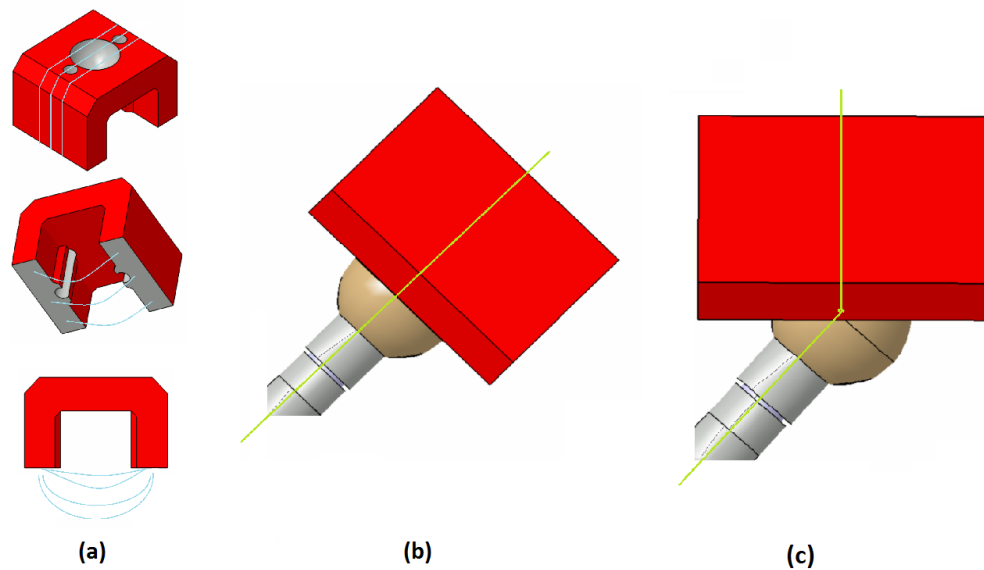


Figura 4.15: Posicionamento do íman face à esfera da prótese. Em (a) vistas esquemáticas do íman utilizado com representação das linhas de campo; (b) situação de alinhamento pretendida; (c) situação de alinhamento experimentada.

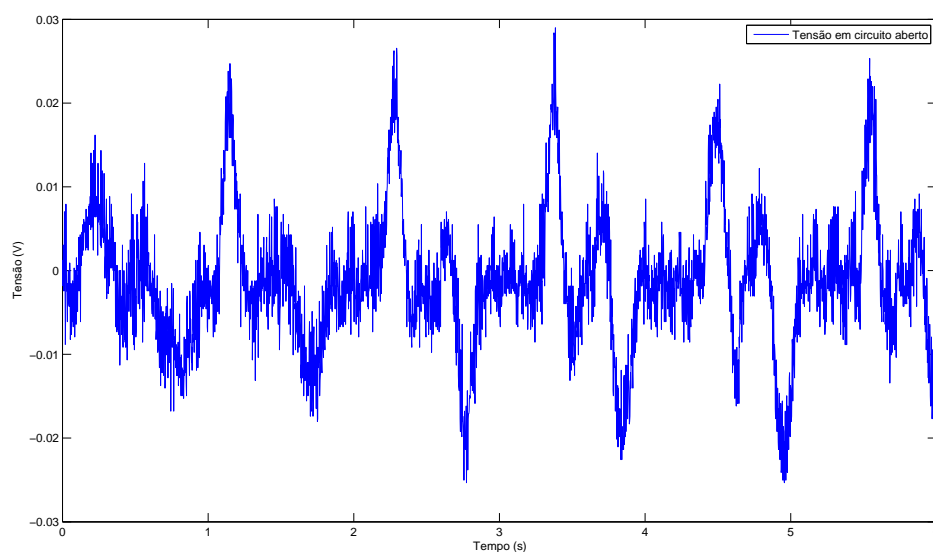


Figura 4.16: Gráfico da tensão obtida no sistema de geração baseado no movimento relativo da prótese face ao acetábulo.

Outros pontos de melhoria seriam o aumento, dentro do possível, das dimensões da bobine e a utilização de um componente acetabular construído em neodímio para aumentar o seu campo magnético permanente. Na questão construtiva do componente de suporte seriam de experimentar outros materiais, isto porque a sua permeabilidade magnética seria certamente diferente.

### 4.3 Comparação entre a análise teórica e os resultados experimentais do modelo massa-mola-amortecedor

Nesta secção pretende-se confrontar os resultados obtidos experimentalmente, com os resultados teóricos do modelo descritivo do sistema massa mola amortecedor. O desenvolvimento deste modelo passou pela pesquisa de elementos que procurassem descrever, por intermédio de expressões matemáticas a capacidade de geração deste sistema tendo como base os sinais de entrada utilizados na prática. Quando se visualiza a expressão da potência obtida anteriormente, verifica-se que à semelhança daquilo que foi efectuado na prática, a potência média depende de parâmetros que podem ser divididos em dois grupos: aqueles que descrevem geometricamente o sistema, que são fixos após a sua construção (por exemplo a massa  $m$ , o numero de espiras  $N$ , etc) e aqueles que podem variar nas simulações experimentais (amplitude e frequência dos sinais de entrada):

$$P_{avg} = \frac{m\zeta y^2 \left(\frac{w}{w_n}\right)^3 w^3}{\left[1 - \left(\frac{w}{w_n}\right)^2\right]^2 + \left[2\zeta \left(\frac{w}{w_n}\right)\right]^2}$$

Comparando os resultados teóricos com os respectivos resultados experimentais, tabela 4.12, é possível obter algumas características do sistema. De salientar que os resultados teóricos apresentados na tabela 3.1 encontram-se em  $\mu\text{W}$  pelo que, para a sua comparação foi calculada a energia obtida no final de 6 s de operação, conforme os resultados práticos.

Tabela 4.12: Resultados teóricos vs resultados experimentais, para os sistema massa-mola-amortecedor.

Energia. ( $\mu\text{J}$ ): $f=2\text{Hz}$ ; Amp=10, 15 e 20 mm			
Resultados teóricos	65,4	148,2	263,4
Resultados experimentais	18,1	23,9	33,5

Energia ( $\mu\text{J}$ ): $f=3\text{Hz}$ ; Amp=10, 15 e 20 mm			
Resultados teóricos	1118,4	2517	4474,2
Resultados experimentais	30,4	251,6	234,8

Verifica-se que existe um afastamento entre os resultados experimentais e os resultados teóricos. A sua justificação pode assentar no facto de se desprezarem alguns dos problemas construtivos, entre eles, desalinhamentos do conjunto massa-mola face ao tubo onde desliza, a resistência imposta pelo ar ser significativa (para a pequena massa do íman e, por este encontrar-se justo com o tubo pode ter implicações), o facto do cálculo do número de espiras ser uma aproximação (calculado com base na espessura, no material utilizado e dimensões do tubo de suporte), também o coeficiente de atrito mecânico encontrado é uma aproximação da situação real, etc. Estes são alguns dos pequenos problemas associados ao sistema proposto. A sua conjugação pode influenciar significativamente os resultados obtidos. Uma vez que existe relativa discordância ao nível de resultados e mesmo porque a gama de valores comparados é pequena, é difícil afirmar se o modelo é válido



para a descrição do sistema desenvolvido. Pela análise qualitativa do modelo é, no entanto, possível retirar alguns aspectos construtivos que vão de encontro com a teoria por detrás do sistema massa-mola:

- A potência é proporcional ao quadrado da amplitude da vibração de entrada;
- A potência tende a aumentar com o cubo da frequência de excitação do sistema;
- A potência aumenta quando a razão de amortecimento ( $\zeta$ ), diminui;
- A potência é proporcional à massa  $m$  suspensa;
- É de máxima importância fazer convergir a frequência de entrada com a frequência de ressonância do sistema, para maximizar a potência obtida.

Apesar dos resultados entre este modelo e a componente prática não serem os desejados, este modelo sugere que para frequências mais elevadas se pode de facto obter resultados mais compatíveis.



## Capítulo 5

# Conclusões

### 5.1 Conclusões Gerais

Este trabalho, cujos objectivos focaram-se no estudo de sistemas de geração de energia para dispositivos médicos implantáveis, debruçou-se essencialmente em três sistemas distintos, a partir de informação contida, entre outros, em artigos referentes aos sistemas actualmente disponíveis nesta área. A selecção dos sistemas a desenvolver baseou-se nas problemáticas que ainda hoje os rodeiam. Com este trabalho foi possível compreender quais as dificuldades e os motivos que levam a que esta seja uma área onde ainda existe muito trabalho a desenvolver.

Foi ainda possível perceber alguns dos parâmetros que mais afectam a capacidade de geração e quais as alternativas ou caminhos a seguir para se poderem obter sistemas de geração de energia mais fiáveis e, sobretudo, mais económicos e eficientes. Focando um pouco mais esta análise, foi possível compreender que no sistema massa-mola-amortecedor um dos principais problemas prendia-se com a incapacidade deste em reagir, quando excitado com frequências muito baixas, tipicamente 1 Hz e 2 Hz. De facto, não se obtiveram sequer resultados mensuráveis para a frequência de 1 Hz. Porém, ficaram claras algumas das alterações a efectuar no dispositivo, entre elas o aumento das dimensões da bobine, sobretudo o seu comprimento. Nesta situação tornar-se-ia possível aumentar o curso disponível para a translação do íman e facilitar a colocação de uma mola com menor rigidez, assim como, uma massa de maiores dimensões. Todas estas alterações conduziriam certamente, a resultados mais refinados e sobretudo criariam um sistema muito mais sensível aos impulsos produzidos por um qualquer portador deste sistema.

Quanto ao sistema que utilizou material piezoeléctrico, ficou também clara a necessidade de optimização, sobretudo ao nível do processo de ensaio. No entanto, também aqui residiram alguns problemas construtivos, entre eles a montagem de uma "pilha" de piezos, em que fosse possível aplicar uma carga mecânica comum e assim obter uma tensão correspondente à soma individual da tensão produzida por cada uma dos elementos. Utilizando os elementos apresentados torna-se

difícil "conectar" todos os elementos como um só, além do que, o "elemento" final obtido tende a oferecer uma rigidez muito superior à de um único piezo.

Em relação ao último sistema testado, foi possível constatar que existe muito trabalho a desenvolver para o tornar numa solução viável. Verificou-se que a capacidade de geração existe, contudo os resultados revelaram-se desapontantes e mesmo desprezáveis enquanto sistema de geração. Este sistema requer várias alterações, entre elas aumentar consideravelmente a permeabilidade magnética, sendo que para isso várias questões se colocam: aumentar o número de espiras, pela colocação de uma bobine com um núcleo menor e, se possível, aumentar as dimensões da esfera. Quanto ao núcleo, analisar possibilidades de utilização de um núcleo ferromagnético, ou a colocação de um íman com possibilidade de deslizar no seu interior.

Se por um lado os resultados obtidos ficaram um pouco aquém do esperado, por outro lado ficou provado que todos os sistemas analisados são, de facto, sistemas capazes de converter movimento em energia. Conclui-se, portanto, que o objectivo fundamental deste trabalho foi atingido, ficando também expostos, para futuro desenvolvimento, alguns dos pontos críticos que poderão agora ser explorados e futuramente implementados.

## 5.2 Trabalhos Futuros

Devido à originalidade deste trabalho e à grande aplicabilidade prática destes sistemas, as perspectivas futuras de continuo desenvolvimento e aperfeiçoamento são uma realidade. Sendo assim, podem-se identificar algumas ideias para serem desenvolvidas em trabalhos futuros. Entre estes destacam-se:

- A melhoria dos sistemas já existentes e até agora desenvolvidos. Para além do trabalho já efectuado, cujas conclusões podem ser uma base desta nova etapa, sugere-se ainda a criação de um sistema massa-mola alternativo em que a massa (o íman) se desloca entre dois ímanes fixos (um em cada extremidade do tubo bobinado). A polaridade dos ímanes fixos tende a aplicar forças repulsivas ao íman central pelo que, este tende a oscilar entre extremos como se estivesse preso numa mola.
- A construção e desenvolvimento de novos modelos, cujo método de captação da energia recorra a componentes de menores dimensões porém sem penalizar, dentro do possível, a capacidade de geração;
- A criação de um software cuja interface permita ao utilizador analisar o efeito ("peso") de cada parâmetro na definição de um dado gerador.

- Procurar implementar, não só os vários sistemas de geração mas também o respectivo sistema de tratamento/rectificação do sinal obtido, para que este possa ser quantificado de forma mais precisa e realista.



# Bibliografia

- [1] S. Mendenhall. Orthopaedic network news. *Editorial*, vol. 11, no. 1, p. 7, Jan. 2000.
- [2] T. M. Wright and S. B. Goodman. Implant wear in total joint replacement: Clinical and biological issues, material and design considerations. *Rosemont, IL, Amer. Acad. Orthoped. Surg.*, p. 3, Oct. 2001.
- [3] Advance data no. 329, cdc-centers for disease control and prevention. <http://www.cdc.gov/nchs/fastats/pdf/ad329t8.pdf/>, 2002.
- [4] Total population by age, race and hispanic or latino origin for the united states. united states census bureau, census 2000 summary, file 1. <http://www.census.gov/prod/cen2000/docs/sf1.pdf>, 2000.
- [5] Projections of the total resident population by 5-year age groups, and sex with special age categories: Middle series, 2050 to 2075. united states census bureau. <http://www.census.gov/population/projections/nation/summary/np-t3-g.pdf>, 2000.
- [6] J. P. Collier et al. Analysis of the failure of 122 polyethylene inserts from uncemented tibial knee components. *Clin. Orthopaed. Rel. Res.*, vol. 273, pp. 232-242, Dec. 1991.
- [7] T. P. Schmalzried and J. J. Callaghan. Current conceptsre view: wear in total hip and knee replacements. *J. Bone Joint Surg. A*, vol. 81, no. 1, pp. 115-136, Jan. 1999.
- [8] O. Soykan. Power sources for implantable medical devices. <http://www.bbriefings.com/businessbriefing/testimonial/>, 2003.
- [9] W. Greatbatch, J. Lee, W. Mathias, M. Eldridge, J. Moser, and A. Schneider. The solid-state lithium battery: A new improved chemical power source for implantable cardiac pacemakers. *IEEE Transitions on Biomedical Engineering*, BME 18(5): 317-324.
- [10] V. S. Mallela, V. Ilankumaran, and N. S. Rao. Trends in cardiac pacemaker batteries. *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*, 4: 201-212, 2004.
- [11] Molina-Negro P. Role of neurostimulators in the treatment of chronic refractory pain. *Union Med Can*, 109(1): 41-54 , 1980.

- [12] M. Li, Z. Tao, and Zhao Y. Lithium iodine batteries used in pacemaker. *Chinese Journal of Power Sources*, 1: 5-8, 1990.
- [13] B. Zhang and S. Ni. Introduction to electrochemical power sources. *Shanghai: Shanghai Jiaotong University Press*, 1992.
- [14] C. L. Schmidt and P. M. Skarstad. The future of lithium-ion batteries in implantable medical devices. *Journal of Power Sources* 97-98(2001), 742-746, 31 December 2000.
- [15] A. T. Yahiro, S. M. Lee, and D. O. Kimble. Bioelectrochemistry. i. enzyme utilizing bio-fuel cell study. *Biochim. Biophys. Acta*, 88: 375-383, 1964.
- [16] R.F. Drake, M. C. Deibert, S. Matsuda, J. J. O'Connell, and E. S. Nuwayser. Implantable fuel cell for an artificial heart. *Report Number PB 177695, NTIS, Springfield, VA*, 1968.
- [17] W. Greatbatch, J. H. Lee, W. Mathias, M. Eldridge, J. R. Moser, and A. A. Schneider. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 18: 317-324, 1971.
- [18] J. J. Auborn, K. W. French, S. I. Lieberman, V. K. Shah, and A. Heller. *Journal of The Electrochemical Society*, 120: 1613-1619, 1973.
- [19] T. D. Bath. Alternative fuels and the environment. *Lewis Publishers, Boca Raton, FL*, 211-212, 1995.
- [20] R. A. Bullen, T.C. Arnot, and J.B. Lakeman et al. Biofuel cells and their development. *Biosensors and Bioelectronics*, 21: 2015-2045, 2006.
- [21] F. Kang, Y. Wu, and D. Li. Research progress in biofuel cell. *Chinese Journal of Power Sources*, 28: 723-727, 2004.
- [22] C. M. Hellwell, E. Simon, and C. S. Toh et al. Immobilisation of lactate dehydrogenase on poly (aniline)-poly (acrylate) and poly (aniline) poly (vinyl sulphonate) films for use in a lactate biosensor. *Analytica Chimica Acta*, 453: 191-200, 2002.
- [23] N. Mano, H. H. Kim, and A. Heller. On the relationship between the characteristics of bilirubin oxidase and O<sub>2</sub> cathodes based on their "wiring". *Journal of Physical and Chemistry B*, 34: 8842-8848, 2002.
- [24] N. Mano, F. Mao, and A. Heller. Micro-fuel cell operating in a grape. *Journal of American Chemical Society*, 125: 6588-6594, 2003.
- [25] H. K. Wen and J. Hyncek. Implant evaluation of a nuclear power source-batacel battery. *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, 21: 238-241, 1974.
- [26] V. Parsonnet, A. Villanueva, and J. Driller et al. Corrosion of pacemaker electrodes. *Pace*, 4: 289-296, 1981.



- [27] E. Katz, I. Willner, and A. B. Kotlyer. A non-compartmentalized glucose o<sub>2</sub> biofuel cell by bioengineered electrode surface. *J. Electroan Chem*, 479: 64-68, 1999.
- [28] D. Prutchi. Nuclear pacemakers. [http://home.comcast.net/~dprutchi/nuclear\\_pacemakers.pdf](http://home.comcast.net/~dprutchi/nuclear_pacemakers.pdf). Acedido em 2010.
- [29] X. WEI and J. LIU. Power sources and electrical recharging strategies for implantable medical devices. *Front. Energy Power Eng. China*, 2(1): 1-13, 2008.
- [30] H. Zhang. Design and experiment of transdermal rf powersupply of in vivo implantable system. *Journal of Hefei University of Technology*, 22: 94-98, 1999.
- [31] J. M. Donelan et al. Biomechanical energy harvesting: Generating electricity during walking with minimal user effort. *Science AAAS*, 319, 807, 2008.
- [32] K. Murakawa, M. Kobayashi, and O. Nakamura et al. A wireless near-infrared energy system for medical implants. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine.*, 6: 70-72, 1999.
- [33] K. P. Naresh and C. K. Vishrut. A high efficiency optical power transmitting system to a rechargeable lithium battery for all implantable biomedical devices. *3rd Kuala Lumpur International conference on biomedical engineering*, 14: 533-537, 2007.
- [34] H. Glosch, M. Ashauer, and U. Pfeiffer et al. A thermoelectric converter for energy supply. *Sensors and Actuators A: Physics*, 74: 246-250, 1999.
- [35] H. Glosch, M. Ashauer, and U. Pfeiffer et al. A thermoelectric converter for energy supply. *Sensors and Actuators A: Physics*, 74: 246-250, 1999.
- [36] W. Wang, F. Jia, and Q. Huang et al. A new type of low power thermoelectric micro-generator fabricated by nanowire array thermoelectric material. *Microelectronic Engineering*, 77: 223-229, 2005.
- [37] J. Weber, K. Potje-Kamloth, F. Haase, P. Detemple, F. Völklein, and T. Doll. Coin-size coiled-up polymer foil thermoelectric power generator for wearable electronics. *Sensors and Actuators A*, 132: 325-330, July 2006.
- [38] D.M. Rowe (Ed.). Crc handbook of thermoelectrics. *CRC Press*, New York, 1995.
- [39] F. Voelklein and E. Kessler. Temperature and thickness dependence of electrical and thermal coefficients of bi<sub>1-x</sub>sb<sub>x</sub> films in an anisotropic, non-degenerate two-band model. *Phys. Status Solidus B*, 134: 351-361, 1986.
- [40] F. Voelklein. Galvanomagnetic and thermoelectric properties of antimony films. *Thin Solid Films*, 191: 1-12, 1990.

- [41] S. Suzuki et al. Electric power-generating system using magnetic coupling for deeply implanted medical electronic devices. *IEEE Transactions on Magnets*, vol. 38, no. 5, pp. 3006-3008, September 2002.
- [42] C. B. Williams et al. Development of an electromagnetic micro-generator. *IEE Proc. Circuits Devices Syst*, vol. 148, pp. 337-342, 2001.
- [43] S. P. Beeby, M. J. Tudor, and N. M. White. Energy harvesting vibration sources for microsystems applications. *Science, Review Article, Meas. Sci. Technol.* 17, R175-R195, 2006.
- [44] C. W. Williams, R. C. Woods, and R. B. Yates. Feasibility of a vibration powered micro-electric generator. *IEE Coll. on Compact Power Sources (London)*, 7/1-7/3, 1996.
- [45] C. Shearwood and R. B. Yates. Development of an electromagnetic micro-generator. *Electron. Lett.*, 33 1883-4, 1997.
- [46] M. Mizuno and D. Chetwynd. Investigation of a resonance microgenerator. *J. Micromech. Microeng.*, 13 209-16, 2003.
- [47] A. Pérez-Rodríguez, C. Serre, N. Fondevilla, C. Cereceda, J. R. Morante, J. Esteve, and Montserrat. J. Design of electromagnetic inertial generators for energy scavenging applications. *Proc. Eurosensors XIX (Barcelona, Spain) paper MC5*, 2005.
- [48] S. P. Beeby, M. J. Tudor, E. Koukharenko, N. M. White, O'Donnell T., C. Saha, S. Kulkarni, and S. Roy. Micromachined silicon generator for harvesting power from vibration. *Proc. Transducers 2005 (Seoul, Korea)*, pp 780-3, 2005.
- [49] M. El-Hami, P. Glynn-Jones, E. James, S. P. Beeby, N. M. White, A. D. Brown, J. N. Ross, and M. Hill. Design and fabrication of a new vibration-based electromechanical power generator. *Sensors Actuators A*, 92 335-42, 2001.
- [50] G. Gaultschi. Piezoelectric sensorics. new york: Springer verlag. *New York: Springer Verlag*, 2001.
- [51] K. Uchino. Piezoelectric actuators and ultrasonic motors. *Boston, MA: Kluwer Academic*, 1996.
- [52] On low-frequency electric power generation with pzt ceramics. *IEEE Trans. Mech.*, vol. 10, pp. 240-252, Apr. 2005.
- [53] G. W. Taylor, J. R. Burns, S. M. Kamman, W. B. Powers, and T. R. Welsh. The energy harvesting eel: A small subsurface ocean/river power generator. *IEEE J. Ocean. Eng.*, vol. 26, no. 4, pp. 539-547, Oct. 2001.

- [54] P. Glynne-Jones, S. P. Beeby, and N. M. White. Towards a piezoelectric vibration-powered microgenerator. *IEEE Sci. Meas. Technol.*, vol. 148, no. 2, pp. 68-72, Mar. 2001.
- [55] S. Roundy. The power of good vibrations, lab notes-research from the college of engineering. *Berkeley, CA: Berkeley Press*, vol. 2, no. 1, Jan. 2002.
- [56] G. W. Taylor, J. R. Burns, S. M. Kamman, W. B. Powers, and T. R. Welsh. The energy harvesting eel: A small subsurface ocean/river power generator. *IEEE J. Ocean. Eng.*, vol. 26, no. 4, pp. 539-547, Oct. 2001.
- [57] T. G. Engel. Energy conversion and high power pulse production using miniature piezoelectric compressors. *IEEE Trans. Plasma Sci.*, vol. 28, no. 5, pp. 1338-1340, Oct. 2000.
- [58] N. W. Haggod IV et al. Development of micro-hydraulic transducer technology. *presented at the 10th Int. Conf. on Adaptive Structures and Technologies*, Paris, France, Oct. 1999.
- [59] C. S. McDowell. Implanted bone stimulator and prosthesis system and method of enhancing bone growth. *U.S. Pat. 6 143 035*, Nov. 7, 2000.
- [60] C. C. Enger and J. H. Kennedy. Piezoelectric power sources utilizing the mechanical energy of the human heart. *presented at the 16th Annual Conf. Engineering in Medicine and Biology, Baltimore, MD*, Nov. 1963.
- [61] G. H. Meyers et al. Biologically energized cardiac pacemakers. *Amer. J. Med. Electron.*, vol. 3, pp. 233-236, Oct/Dec. 1964.
- [62] T. Starner. Human powered wearable computing. *IBM Syst. J.*, vol. 35, no. 3-4, pp. 618-629, 1996.
- [63] J. B. Morrison. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J. Biomech.*, vol. 3, no. 1, pp. 51-61, Jan. 1970.
- [64] S. R. Platt, S. Farritor, K. Garvin, and H. Haider. The use of piezoelectric ceramics for electric power generation within orthopedic implants. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 10, no. 4, August 2005.
- [65] V. E. Bottom. Introduction to quartz crystal unit design. *New York: Van Nostrand Reinhold*, 1982.
- [66] W. G. Cady. Piezoelectricity: An introduction to the theory and applications of electromechanical pheonomena in crystals. *New York: Dover*, vol. 1,2, 1964.
- [67] J. Kymissis, C. Kendall, J. Paradiso, and N. Gershenfeld. Parasitic power harvesting in shoes. *presented at the 2nd IEEE Int. Conf. Wearable Computing (MIT Media Laboratory)*, LosAlamitos, CA: *IEEE Computer Society Press*, pp. 132-139, Aug. 1998.

- [68] Effects of high static stress on the piezoelectric properties of transducer materials. vol. 33, no. 10, pp. 1339-1344, Oct. 1961.
- [69] M. G. Cain, M. Stewart, and M. G. Gee. Degradation of piezoelectric materials. *National Physical Laboratory Management Ltd.*, Teddington, Middlesex, U.K., TW11 0LW, NPL Rep. SMMT(A) 148, 1999.
- [70] G. Yang, S. F. Liu, W. Ren, and B. K. Mukherjee. Uniaxial stress dependence of the piezoelectric properties of lead zirconate titanate ceramics. in *Active Materials: Behavior and Mechanics*, SPIE Proceedings Bellingham, WA, vol. 3992, pp. 103-113, 2000.
- [71] Domain processes in lead zirconate and barium titanate ceramics. vol. 30, no. 11, pp. 1804-1810, Nov. 1959.
- [72] J. Kyminis, C. Kendall, J. Paradiso, and N. Gershenfeld. Parasitic power harvesting in shoes. *Proc. 2nd IEEE Int. Conf. Wearable Computing (California)*, pp. 132-9, 1998.
- [73] R. F. Hellbaum, R. G. Byrant, and R. L. Fox. Thin layer composite unimorph ferroelectric driver and sensor. *US Patent 5632841*, 1997.
- [74] H. S. Yoon, G. Washington, and A. Danak. Modelling, optimisation, and design of efficient initially curved piezoceramic unimorphs for energy harvesting applications. *J. Intell. Mater. Syst. Struct.*, 16 877-88, 2005.
- [75] H. S. Yoon, G. Washington, and A. Danak. Modelling, optimisation, and design of efficient initially curved piezoceramic unimorphs for energy harvesting applications. *J. Intell. Mater. Syst. Struct.*, 16 877-88, 2005.
- [76] S. Roundy, P. K. Wright, and J. Rabaye. A study of low level vibrations as a power source for wireless sensor nodes. *Comput. Commun.*, 26 1131-44, 2002.
- [77] F. Lu, H. P. Lee, and S. P. Lim. Modeling and analysis of micropiezoelectric power generators for micro-electromechanical-systems applications. *Smart Mater. Struct.*, 13 57-63, 2004.
- [78] R. Duggirala, H. Li, A. M. Pappu, Z. Fu, A. Aspel, and A. Lal. Radioisotope micropower generator for cmos self-powered sensor microsystems. *Proc. 4th Int. Workshop on Micro and Nanotechnology for Power Generation and Energy Conversion Applications PowerMEMS 2004 (Kyoto, Japan)*, pp 133-6, 2004.
- [79] J. D. Meindl. Integrated electron devices in medicine. *International Electron Devices Meeting*, 23: 1A-1D, 1977.
- [80] W. B. Phillips, B. C. Towe, and P. J. Larson. An ultrasonically- driven piezoelectric neural stimulator. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, 2: 1983-1986, 2003.

- [81] X. Wang, J. Song, and J. Liu et al. Direct-current nanogenerator driven by ultrasonic waves. *Science*, 316: 102-105, 2007.
- [82] Presentations and information material - information table morphology (internal). <http://www.zimmer.nl/producten/heup/fracture-hips/metabloc/>, Acedido em Maio de 2010.
- [83] H. Güncher and G. Peter. Five years experience with ceramic-metal-composite hip endoprostheses - ii mechanical evaluations and improvements\*. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, Arch Orthop Traumat. Surg. 98:165-171, 1981.
- [84] G. Bergmann, F. Graichen, and A. Rohlman. Hip joint contact forces during stumbling. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, Langenbecks Arch. Surg. 389:53 - 59, 2004.
- [85] Lanema. Ficha técnica - propriedades típicas das ligas standard. [http://www.lanema.es/cms\\_imgs/d754fab492071ede9f6be1602c1ee290.pdf](http://www.lanema.es/cms_imgs/d754fab492071ede9f6be1602c1ee290.pdf), Aluminios série 2xxx, liga 2030 T4. Acedido em Agosto de 2010.
- [86] JIA Dewei and LIU Jing. Human power-based energy harvesting strategies for mobile electronic devices. *Front. Energy Power Eng. China*, 3(1): 27 - 46, 2009.
- [87] Wen J. Li, Pak Kin Wong, Gordon M.H. Chan, and Philip H.W. Leong. A micromachined vibration-induced power generator for low power sensors of robotic systems. *Eighth International Symposium on Robotics with Applications*, June 11 - 16, 2000.
- [88] Reference tables - coefficient of friction. <http://www.engineershandbook.com/Tables/frictioncoefficients.htm>, Acedido em julho, 2010.
- [89] C.B. Williams and R.B. Yates. Analysis of a micro-electric generator for microsystems. *Transducers 95/Eurosensors IX*, 369 - 372, 1995.